



DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE MATERIALES Y
FABRICACIÓN

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

PhD TESIS

MODELADO 3D & ANÁLISIS NUMÉRICO DEL OÍDO INTERNO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

Autora: S. Cristina Castro Egler

Tutora: Dra. María Belén Moreno Morales


Director: Dr. Antonio Luis García González

MÁLAGA, octubre 23, 2019



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTOR: Cristina Castro Egler

 <http://orcid.org/0000-0001-6387-0650>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización
pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es





D. Antonio Luis García González, Profesor Ayudante Doctor de la Universidad, de la Universidad de Málaga, como Director de la Tesis Doctoral

"MODELADO 3D & ANÁLISIS NUMÉRICO DEL OÍDO INTERNO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS"

presentada por **Dña. Cristina Castro Egler**

en la ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES de la UNIVERSIDAD DE MÁLAGA para la obtención del Grado de Doctor.

Hace constar que dicha tesis cumple las condiciones necesarias para su defensa ante el tribunal que designe la Comisión de Doctorado de la Universidad de Málaga.

En Málaga, a 23 de octubre de 2019

D. Antonio L. García González

Dedicatoria

A mi madre



Agradecimientos

Nunca he escrito agradecimientos, no porque no lo sintiera, sino por no encontrar las palabras para expresarlos. Creo que ésta debe ser la excepción, pues no pienso que haya más PFC's, TFG's, TFM's ni tesis doctorales que me den la oportunidad de hacerlo. Por ello mis agradecimientos no se limitan al transcurso de la tesis, sino que parten desde el inicio de la carrera, y aunque no lo exprese detalladamente, quiero que se sientan aludidos tanto mi familia como mis amigos, los cuales me han acompañado, apoyado y, muchos, compartido penas y glorias desde el comienzo del trayecto.

En particular, me gustaría mostrar mi más sincero agradecimiento a mi director de tesis, Antonio Luis, sin el cual esta tesis nunca hubiera sido posible.

Agradecer a mi tutora, Belén, su colaboración.

A Antonio y a Cristóbal, no sólo les agradezco su inestimable ayuda, sino también su paciencia y simpatía.

A mis padres, que siempre me han apoyado y ayudado para que estudie y aspire a alcanzar lo más alto. Gracias papá por transmitirme la ilusión de tener un doctorado.

Y por último, y aunque parezca redundante, gracias a Tolín, esta vez como mi pareja, mi compañero y amigo, por su comprensión, apoyo y su infinita paciencia en todo este duro tramo, has sido mi pilar.



Sinopsis

La presente tesis constituye una nueva aportación al estudio del oído interno del Sistema Auditivo Humano. El objetivo primordial es realizar un modelo del oído interno, en elementos finitos, lo más representativo posible de la realidad. Para ello se ha realizado un algoritmo semiautomático que utiliza la información geométrica obtenida de 19 tomografías sacadas del modelo EPL-3D, a través de procesamiento de imágenes, para crear el modelo geométrico que consta de una cóclea en espiral, compuesta por escala vestibular, escala timpánica, membrana basilar, membrana de Reissner y ventana redonda; acoplada a la cadena osicular con su modelo numérico asociado utilizando el MEF. Para la construcción del modelo de elementos finitos ha sido necesario construir un total de 20 secciones transversales de la cóclea para, después, poder transportarlos a ANSYS y realizar el modelo de EF. Dicho algoritmo se define semiautomático debido a que es necesaria la

intervención humana para determinar el marco de interés, así como qué tomografías se van a utilizar para cada una de las secciones transversales, mientras el resto de los procesos los realiza de forma automática, tanto en MATLAB como en ANSYS. El desarrollo de este algoritmo ha sido una de las aportaciones originales de esta tesis, pues hasta la fecha no se ha desarrollado ningún modelo que permita el modelado automático de la geometría del oído interno. Por último, se ha realizado un análisis de la Energía Interna Absorbida por el oído interno para determinar la influencia de los diferentes elementos del SAH en la transferencia del sonido. Para ello se han estudiado tres modelos: uno compuesto por el canal auditivo externo (CAE) y la membrana timpánica (MT); un segundo, compuesto por el CAE, MT, cadena osicular (CO) y cóclea simplificada; y el tercero, compuesto por CAE, MT, CO y cóclea completa, obtenida por nuestro algoritmo. La obtención de la curva de Energía Absorbida ha conllevado el procesado de 3.285.080 datos. Para validar los resultados se han comparado con los datos de publicaciones existentes. Como conclusión principal de esta tesis se tiene que se ha conseguido crear satisfactoriamente un Modelo de Elementos Finitos del Oído Interno mediante un algoritmo semiautomático lo más realista posible. Otra conclusión obtenida, es que el análisis de la Impedancia no depende en gran medida de la geometría del oído interno, obteniéndose valores semejantes en los resultados a modelos más simples de la literatura, no obstante, respecto a la Energía Absorbida, los resultados obtenidos muestran algunas diferencias.

Índice de Contenido

Índice de Contenido	xi
Lista de Figuras	xiii
Lista de Tablas:	xvii
1 Introducción.....	1
1.1 Antecedentes	2
1.2 Objetivo y motivación	4
1.3 Contribuciones.....	5
1.4 Esquema de la Tesis.....	6
2 Estado del Arte.....	9
2.1 Introducción	9
2.2 Anatomía y Fisiología del Sistema Auditivo Humano	10
2.2.1 Oído externo	11
2.2.2 Oído medio.....	15
2.2.3 Oído interno.....	25
2.2.4 Fisiología del Oído Interno	36
2.2.4.1 Propagación del sonido en la cóclea	36
2.2.4.2 Filtrado de la señal sonora. La cóclea como analizador de frecuencia	37
2.2.4.3 Mecanismo de Transducción.....	39
2.2.4.4 Generación de impulsos & Procesamiento a nivel neural	42
2.3 Método de Elementos Finitos.....	42
2.3.1 Aplicación del MEF en el estudio del SAH	43
2.4 Métodos de reconocimiento de problemas o distorsiones en SAH.....	52
2.4.1 Audiometría	52
2.4.2 Impedanciometría.....	54
2.4.3 Timpanometría o Admitanciometría.....	55
2.4.4 Energía Absorbida o Energía Reflejada	57
3 Algoritmo Semiautomático del modelado 3D de EF de la Cóclea	61
3.1 Métodos y Modelado	62
3.1.1 Obtención de la nube de puntos: Tratamiento de la Imagen	62
3.1.2 Modelado de Elementos Finitos	71

3.2 Resultados	80
3.2.1 Modelo de la C6clea	81
3.2.2 Membrana Basilar	81
3.2.3 Escala Timp6nica, Escala Vestibular y Escala Media.....	84
3.2.4 Membrana de Reissner	88
3.2.5 Helicotrema	89
3.2.6 Ventana Redonda	90
3.2.7 Modelo del Vest6bulo y de los Canales Semicirculares	91
3.2.8 Vest6bulo	92
3.2.9 Ventana Oval	92
3.2.10 Canales Semicirculares.....	94
3.2.11 Modelo del O6do Interno	94
4 An6lisis de la Energ6a Interna Absorbida en el o6do interno mediante MEF	97
4.1 Introducci6n	97
4.2 Metodolog6a de C6culo	99
4.2.1 Ac6stica.....	99
4.2.2 C6culo de la Energ6a Absorbida.....	100
4.3 Resultados	102
4.3.1 Velocidad en la MT	102
4.3.2 Impedancia Caracter6stica del CAE.....	103
4.3.3 Impedancia de la MT	104
4.3.4 Impedancia en el Canal Auditivo	106
4.3.5 Energ6a Absorbida en la MT	107
4.4 Discusi6n	108
5 Conclusi6n y Trabajos futuros.....	111
5.1 Conclusi6n.....	111
5.2 Trabajos futuros	113
6 Acr6nimos	115
7 Referencias	117

Lista de Figuras

FIG.2 1 SISTEMA AUDITIVO HUMANO. DETALLE DE SUS TRES PARTES. [HTTP://CEOT.CL/WP-CONTENT/UPLOADS/01_ANATOMIA_OIDO.PNG].....	10
FIG.2 2 PARTES DEL PABELLÓN AUDITIVO HUMANO.....	13
FIG.2 3 CONDUCTO AUDITIVO EXTERNO [HTTP://ELSENTITS3A1718.BLOGSPOT.COM/]	14
FIG.2 4 OÍDO MEDIO. PARTES CONSTITUYENTES [HTTPS://ES.WIKIPEDIA.ORG/WIKI/OÍDO_MEDIO]	16
FIG.2 5 PARTES DE LA MEMBRANA TIMPÁNICA.....	17
FIG.2 6 CAVIDAD TIMPÁNICA [HTTPS://ES.SLIDESHARE.NET/SNEWHUGUER/ANATOMIA-DE- OIDO-EXTERNO-MEDIO-E-INTERNO]	18
FIG.2 7 CAVIDADES Y NERVIOS DEL OÍDO MEDIO [HTTPS://HELPIKS.ORG/4-4360.HTML] ...	20
FIG.2 8 CADENA OSICULAR (X30).....	21
FIG.2 9 MARTILLO [HTTP://WWW.IB.UNICAMP.BR/DEP_ANATOMIA/FILES/ATLASORELHA/BINEUORELHA1. HTML#9]	22
FIG.2 10 YUNQUE [HTTP://WWW.IB.UNICAMP.BR/DEP_ANATOMIA/FILES/ATLASORELHA/BINEUORELHA1. HTML#9]	23
FIG.2 11 ESTRIBO [HTTP://WWW.IB.UNICAMP.BR/DEP_ANATOMIA/FILES/ATLASORELHA/BINEUORELHA1. HTML#9]	24
FIG.2 12 LABERINTO ÓSEO [HTTP://FONOAUDIOLOGOSUBO.BLOGSPOT.COM/2017/05/ANATOMIA-OIDO- INTERNO.HTML]	26
FIG.2 13 REPRESENTACIÓN DEL OÍDO INTERNO Y CORTE TRANSVERSAL [HTTP://CEOT.CL/CONOCE-TU-OIDO/]	27
FIG.2 14 ILUSTRACIÓN DE CÓCLEA SECCIONADA (BLASCO, 2016).....	28
FIG.2 15 CORTE TRANSVERSAL DE LA CÓCLEA [HTTPS://WWW.STUDOCU.COM/EN/DOCUMENT/UNIVERSITAT-INTERNACIONAL-DE- CATALUNYA/]	29
FIG.2 16 REPRESENTACIÓN DE SECCIÓN DEL OÍDO INTERNO [HTTPS://WWW7.NATIONALACADEMIES.ORG/]	30
FIG.2 17 VISTA DE LOS CANALES VESTIBULAR, MEDIO Y TIMPÁNICO [HTTP://WWW.COCHLEA.EU/ES/COCLEA]	31
FIG.2 18 ÓRGANO DE CORTI [HTTP://MORFOTERMINOLOGIA.BLOGSPOT.ES/1478644075/ORGANO-DE-CORTI/]...32	
FIG.2 19 NERVIOS ALOJADOS EN EL LABERINTO ÓSEO [HTTP://ALEJANRABOERR.BLOGSPOT.COM/2017/11/8-PAR-CRANEAL.HTML]	34
FIG.2 20 LABERINTO MEMBRANOSO [HTTPS://ACCESSMEDICINA.MHMEDICAL.COM]	35
FIG.2 21 CORTE TRANSVERSAL DE LOS CONDUCTOS COCLEARES; 1. RAMPA VESTIBULAR. 2. RAMPA COCLEAR. 3. RAMPA TIMPÁNICA. 4. ÓRGANO DE CORTI. 5. MEMB. DE REISSNER. 6. MEMB. BASILAR	36
FIG.2 22 ONDA EN LA MEMBRANA BASILAR (GIL-LOYZAGA & POCH-BROTO, 2011).....	38
FIG.2 23 TRANSFORMACIÓN DE FRECUENCIA A POSICIÓN EN LA MEMBRANA BASILAR (GIL-LOYZAGA & POCH-BROTO, 2011)	39
FIG.2 24 DISPOSICIÓN DE LAS CC INTERNAS Y EXTERNAS RESPECTO A LAS MEMBRANAS TECTORIAL Y BASILAR.....	40

FIG.2 25 AUDIOGRAMA [HTTP://WWW.VISUALCENTERMADHU.COM/BLOG/COMO-INTERPRETAR-UNA-AUDIOMETRIA/]	53
FIG.2 26 EJEMPLO DE AUDIOGRAMA DE CURVA FANTASMA (NTP 285: AUDIOMETRÍA TONAL LIMINAR: VÍA ÓSEA Y ENMASCARAMIENTO, N.D.)	54
FIG.2 27 PATRONES TIMPANOMÉTRICOS [HTTPS://WWW.CENTROAUDITIVO-VALENCIA.ES/2015/06/16/TIMPANOMETRÍA-ESTUDIO-DE-LA-COMPLIANCIA-O-ADMITANCIA-DEL-TÍMPANO/]	56
FIG.3 1 TOMOGRAFÍAS INICIALES. MODELO VIRTUAL 3D DE HUESOS TEMPORALES HUMANOS.....	63
FIG.3 2 DEFINICIÓN DE LAS TOMOGRAFÍAS TOMADAS PARA DEFINIR UN PLANO QUE CONTenga LA SECCIÓN TRANSVERSAL A UN TRAMO DEFINIDO DEL EJE AXIAL DE LA CÓCLEA. A) TOMOGRAFÍA INICIAL; B)TOMOGRAFÍA FINAL. [IMÁGENES EXTRAÍDAS DEL SOFTWARE EPL-3D VIEWER MODEL OF A HUMAN TEMPORAL BONE]	66
FIG.3 3 OBTENCIÓN DE LOS PUNTOS DE INTERSECCIÓN (PUNTOS VERDES) A PARTIR DE LAS LÍNEAS DE INTERSECCIÓN ENTRE EL PLANO LOCAL DE LA SECCIÓN Y LAS TOMOGRAFÍAS PERTENECIENTES AL GRUPO (LÍNEAS ROJAS).....	67
FIG.3 4 SECCIONES TRANSVERSALES AL EJE AXIAL DE LA CÓCLEA OBTENIDAS A PARTIR DE LOS PLANOS LOCALES TRANSVERSALES	68
FIG.3 5 SECCIONES LONGITUDINALES QUE DEFINEN EL VESTÍBULO	69
FIG.3 6 CONTORNO DE LOS HUESOS DE LOS TRES SISTEMAS: VESTÍBULO, CÓCLEA Y CANALES SEMICIRCULARES. LÍNEA VERDE: UNIÓN DE ZONAS ENTRE EL VESTÍBULO Y LOS CANALES SEMICIRCULARES. LÍNEA ROJA: ZONA LÍMITE ENTRE EL VESTÍBULO Y LOS HUESECILLOS (VENTANA OVAL).	70
FIG.3 7 CONTORNOS Y CENTROIDES (PUNTOS ROJOS) DE LAS SECCIONES TRANSVERSALES DE LOS TRES CANALES SEMICIRCULARES.....	71
FIG.3 8 A) MEMBRANA BASILAR; B) MEMBRANA DE REISSNER	72
FIG.3 9 IZQUIERDA: SECCIÓN DE LA CÓCLEA EN ANSYS. DERECHA: LAS 20 SECCIONES DE LA CÓCLEA EN ANSYS.....	74
FIG.3 10 UNIÓN DE SECCIONES MEDIANTE SPLINES EN ANSYS.....	75
FIG.3 11 IZQUIERDA: ÁREAS DE LA CÓCLEA. DERECHA: VOLÚMENES DE LA CÓCLEA (ANSYS).....	75
FIG.3 12 HELICOTREMA (ÁREAS EN ANSYS)	76
FIG.3 13 VENTANA REDONDA (ANSYS).....	77
FIG.3 14 A) SECCIONES DEL VESTÍBULO; B) UNIÓN DE LAS SECCIONES DEL VESTÍBULO	78
FIG.3 15 A) ÁREAS DEL VESTÍBULO (ANSYS); B) VOLÚMENES DEL VESTÍBULO (ANSYS).....	78
FIG.3 16 A)UNIÓN VENTANA OVAL Y ESTRIBO DEL MODELO DE CAMINOS(CAMINOS, 2011); B) VENTANA OVAL (ANSYS)	79
FIG.3 17 A) VESTÍBULO; B) CANALES SEMICIRCULARES (ANSYS)	80
FIG.3 18 MALLADO DE LA MEMBRANA BASILAR. DIFERENTES MATERIALES.....	81
FIG.3 19(A) MODELO COMPLETO; (B) UNIÓN DE LOS PUNTOS DE LA SECCIÓN TRANSVERSAL USANDO SPLINES; (C)DESPIECE DEL MODELO DE LA CÓCLEA.	82
FIG.3 20 GRÁFICA DE ANÁLISIS MODAL: (ARRIBA) MUESTRA CÓMO EL USO DE ESTE MÉTODO ES NECESARIO; (ABAJO) MUESTRA QUE UN ELEMENTO POR ESPESOR ES SUFICIENTE.....	84
FIG.3 21 ELEMENTOS DE UNA SECCIÓN DE LA CÓCLEA.	86
FIG.3 22 CONDICIONES DE CONTORNO.....	88
FIG.3 23 ELEMENTOS MEMBRANA DE REISSNER.....	89
FIG.3 24 ELEMENTOS EN A) CANALES SEMICIRCULARES, B) VESTÍBULO	91

FIG.3 25 MATERIALES A) VENTANA OVAL; B) VENTANA REDONDA	93
FIG.3 26 MODELO OÍDO INTERNO (VOLÚMENES EN ANSYS)	95
FIG.4 1 MODELOS UTILIZADOS EN EL ESTUDIO	98
FIG.4 2 MEDIA DEL MÓDULO DE LA VELOCIDAD DE LA MT. COMPARATIVA DE LOS TRES MODELOS ESTUDIADOS. LEYENDA: CAE Y MT (CATI); CAE, MT, CO Y CÓCLEA SIMPLIFICADA (CATIOS); CAE, MT, CO Y CÓCLEA (CATIOSCO).	103
FIG.4 3 MÓDULO DE LA IMPEDANCIA DE LA MT. COMPARATIVA DE LOS TRES MODELOS ESTUDIADOS	104
FIG.4 4 FASE DE LA IMPEDANCIA DE LA MT. COMPARATIVA DE LOS TRES MODELOS ESTUDIADOS.	105
FIG.4 5 MÓDULO DE LA IMPEDANCIA DEL CA. COMPARATIVA DE LOS TRES MODELOS ESTUDIADOS.	106
FIG.4 6 FASE DE LA IMPEDANCIA DEL CA. COMPARATIVA DE LOS TRES MODELOS ESTUDIADOS.	107
FIG.4 7 ENERGÍA ABSORBIDA EN LA MT. COMPARATIVA DE LOS MODELOS ESTUDIADOS	108
FIG.4 8 COMPARACIÓN MÓDULO DE LA IMPEDANCIA DEL CA CON ZHANG Y GAN (2012)	109
FIG.4 9 COMPARACIÓN FASE DE LA IMPEDANCIA DEL CA CON ZHANG Y GAN (2012). ..	110
FIG.4 10 COMPARACIÓN EA EN EL MODELO "CATIOSCO" CON OTRAS PUBLICACIONES	110

Lista de Tablas:

TABLA 3 I PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA MEMBRANA BASILAR PARA EL ANÁLISIS MODAL.....	83
TABLA 3 II PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA MEMBRANA BASILAR.....	85
TABLA 3 III PROPIEDADES MECÁNICAS DEL FLUIDO DENTRO DE LA ESCALA TIMPÁNICA, ESCALA VESTIBULAR, HELICOTREMA, VESTÍBULO Y CANALES SEMICIRCULARES.	87
TABLA 3 IV PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA MEMBRANA DE REISSNER	90
TABLA 3 V PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA VENTANA REDONDA.....	90
TABLA 3 VI PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA VENTANA OVAL.....	93



1 Introducción

La presente tesis doctoral se desarrolla dentro del programa de doctorado de Ingeniería Mecánica y Eficiencia Energética, y se encuentra enmarcada dentro de dos líneas de investigación: "Ingeniería Mecánica y de Materiales" y "Modelado Matemático en Ingeniería Mecánica". En la realización de la tesis se desarrollan tanto el diseño y la optimización de sistemas mecánicos, estudio de nuevos métodos quirúrgicos y de las propiedades físicas y comportamiento en servicio de los materiales, como el modelado, estabilidad y control en sistemas dinámicos y la identificación paramétrica de sistemas.

Dicha investigación no se encuentra dentro de ningún grupo de trabajo ni equipo de investigación, por lo que se realiza de forma individual y bajo ningún tipo de financiación.

Finalmente, podemos decir que esta tesis es una continuación de los trabajos realizados en (Caminos, 2011; Antonio Garcia-Gonzalez & Gonzalez-Herrera, 2013) y (García-González, 2013), los cuales son elaborados a raíz de las tesis: "ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DE PARÁMETROS EN EL MODELADO NUMÉRICO DEL COMPORTAMIENTO DEL OÍDO MEDIO Y EXTERNO HUMANO" y "ANÁLISIS NUMÉRICO DE LA INFLUENCIA DE LA CAVIDAD TIMPÁNICA EN EL SISTEMA AUDITIVO HUMANO", desarrolladas por Luis Caminos y Antonio Luis García González, respectivamente, siendo Antonio el director de la tesis que aquí se expone.

1.1 Antecedentes

El oído interno es fundamental para el ser humano. En él se encuentran el sistema vestibular, encargado del equilibrio del cuerpo, y la parte del sistema auditivo que se encarga de absorber y analizar las señales sonoras, para generar y transmitir mediante el nervio auditivo, la información sensorial, codificada por los impulsos nerviosos, al cerebro. La mayor parte de las actividades básicas de la vida diaria necesitan usar el sistema auditivo. Numerosas enfermedades y deficiencias auditivas, como otitis media, otosclerosis, tinnitus, ménière o presbiacusia entre otras, afectan a millones de personas y el éxito de sus tratamientos depende de la precisión con la que se conoce el sistema auditivo. Debido a su complejidad y difícil acceso, hoy en día todavía hay muchas incógnitas sin resolver en la mecánica del oído.

El estado del arte sobre el Sistema Auditivo Humano muestra como todavía hay muchos campos que estudiar, donde la mayoría de los modelos mecánicos de la cóclea son construidos considerando la impedancia acústica como un equivalente de la impedancia mecánica de un sistema oscilatorio forzado y amortiguado. En artículos como (R. Z.

Gan, Zhang, Guan, Shera, & Olson, 2011; Kim, Steele, & Puria, 2013) o (Mangado et al., 2016) se muestran modelos de elementos finitos muy detallados del oído interno, donde la cóclea se modela como una espiral con tres cámaras y un vestíbulo. El modelo geométrico de la cóclea en (R. Z. Gan et al., 2011) es aproximativo y para su construcción adquiere los datos publicados en otras publicaciones, tomándose por tanto como un modelo ideal. En el modelo de (Kim et al., 2013) se presenta una geometría resultado del escaneo de tomografías microcomputarizadas, sin dar detalles sobre la obtención de los puntos para el modelo de elementos finitos, y se centra en el estudio de los canales semicirculares. En el caso del modelo presentado por (Mangado et al., 2016) el modelo presentado es un modelo estadístico, obtenido por un algoritmo, siendo los datos necesarios para construirlo los tomados de tomografías de diecisiete muestras de oídos internos de cadáveres, de forma manual. En (Santos, Belinha, Gentil, Parente, & Jorge, 2017) se consigue un modelo bastante aproximado para el estudio del sistema vestibular, pero sólo se considera el modelo de los canales semicirculares.

La reconstrucción 3D manual de la cóclea fue introducida por (Voie & Spelman, 1995) y posteriormente se fueron creando otros modelos de la misma (Ghiz et al., 2001; Hofman, Segenhout, & Wit, 2009; Li, Zhang, & Wang, 2006; Liu, Gao, Yin, Luo, & Lu, 2007; H Wada, Sugawara, Kobayashi, Hozawa, & Takasaka, 1998). De todas esas investigaciones, sólo la de (Li et al., 2006) incluye pruebas en un sistema auditivo humano. Para modelar un oído interno humano con elementos finitos se necesita un modelo geométrico preciso de las tres escalas: escala timpánica, escala media y escala vestibular. Sin embargo, es muy complicado crear una geometría perfecta de esas tres escalas. Por este motivo, para la reconstrucción coclear 3D se utilizan una gran cantidad de tomografías, resonancias magnéticas e imágenes de secciones histológicas. Para modelar la forma real de los diferentes componentes del oído interno se

realiza el procesamiento de imágenes. A la hora de validar los modelos creados, se pueden comparar los desplazamientos de la membrana basilar o la presión de la escala media obtenida con los resultados obtenidos en diversos artículos, como (R. Z. Gan, Reeves, & Wang, 2007; X. Wang, Keefe, & Gan, 2016; X. Wang, Wang, Zhou, & Hu, 2014), y a su vez se pueden utilizar parámetros de otros estudios si no se disponen de los mismos, como es el caso de la geometría del helicotrema que se puede obtener a partir de (R. Z. Gan et al., 2007). En (Mangado et al., 2016; X. Wang et al., 2016, 2014) se desarrollan diferentes subsistemas de la geometría del oído interno, obtenidas a partir de la morfología en 2d de secciones histológicas junto con imágenes 3D de la anatomía de los huesos temporales.

Debido a todo lo expuesto se considera necesario un profundo estudio del oído interno, pues hoy en día sigue siendo un gran desconocido. El mayor conocimiento de su funcionamiento mecánico podría ayudar a curar muchas enfermedades auditivas, así como mejorar los procesos quirúrgicos, los cuales son actualmente muy invasivos, al encontrarse el oído interno en una zona muy delicada de la cabeza y no saber con exactitud donde se encuentra el problema.

1.2 Objetivo y motivación

El objetivo general es realizar un modelo del oído interno, en elementos finitos, lo más representativo posible, modelando todos sus subsistemas y cavidades y hacerlo de forma semiautomática.

Los objetivos específicos, que dan lugar a las actividades a realizar, son los siguientes:

- Realizar un modelo del oído interno con un algoritmo semiautomático para que se puedan realizar diferentes modelos cambiando los parámetros y así poder modelar el oído de forma automática de diferentes personas. Esto ahorraría gran cantidad de tiempo que se emplea en la toma de datos para poder realizar los modelos geométricos.
- Estudiar la Energía Absorbida y Reflejada por los diferentes elementos que componen el Sistema Auditivo Humano.
- Realizar muchas simulaciones numéricas para validar el trabajo realizado.

La metodología principal utilizada es el Método de Elementos Finitos, a través del cual se elaboran los modelos planteados y se realizan los diversos análisis del mismo mediante simulaciones numéricas, cuyos resultados son comparados para su validación con los experimentos realizados y publicados en otros artículos de renombre.

1.3 Contribuciones

En la actualidad no se ha encontrado ningún software que modele la geometría de forma automática o semiautomática de las distintas partes del Sistema Auditivo Humano. La elaboración de un algoritmo que sea capaz de hacerlo proporciona modelos más exhaustivos que si se hacen de forma manual, pues la precisión a la hora de tomar los puntos de interés de las imágenes es mucho mayor. A ello hay que sumar que el hecho de hacerlo mediante un algoritmo es mucho más rápido, ahorrando un tiempo muy valioso a la hora de realizar una investigación. Por tanto, la primera aportación que se realiza en esta tesis es la realización del algoritmo semiautomático.

La segunda contribución, es la de poder modificar los parámetros para modelar los distintos elementos, de forma que se pueden simular diferentes afecciones del oído. Esto proporciona la posibilidad de estudiar diferentes formas de abordar los problemas auditivos mediante simulaciones numéricas, pudiendo establecer indicadores para las diferentes afecciones, sin tener que utilizar métodos experimentales, los cuales son muy invasivos y costosos.

1.4 Esquema de la Tesis

El esquema de la presente tesis es el siguiente:

- Capítulo 1: Es el capítulo vigente. En él se exponen los antecedentes sobre el desconocimiento del comportamiento del oído interno y de la cóclea en particular, lo que da lugar a la argumentación de la necesidad de una investigación al respecto. A continuación, se establecen los objetivos y motivaciones de la tesis, junto a las actividades a realizar para conseguir dichos objetivos.
- Capítulo 2: Este capítulo se divide en tres partes. En la primera, se realiza una introducción a la anatomía y fisiología del Sistema Oído Humano. En la segunda, se hace una revisión sobre el Método de Elementos Finitos y en particular, su aportación al estudio del Sistema Auditivo Humano. Por último, en la tercera parte se exponen diferentes métodos utilizados para el reconocimiento de problemas en el Sistema Auditivo Humano.
- Capítulo 3: Es el capítulo principal de esta tesis. En él se presenta el algoritmo semiautomático de modelado 3D de EF de la cóclea. Se expone el método utilizado para el modelado, cómo se realiza el tratamiento de imágenes, las dificultades presentadas y la forma de solventarlas. Seguidamente se exponen las geometrías

obtenidas y utilizadas para modelar los distintos subsistemas del Sistema Auditivo Humano, desde el Canal Auditivo Externo hasta la Cóclea. A continuación, se exponen los resultados de los modelos obtenidos para cada uno de los subsistemas y el sistema completo, modelados en ANSYS 14, así como las condiciones de contorno impuestas en cada uno de los modelos para las simulaciones numéricas.

- Capítulo 4: En este capítulo se realiza un análisis de la Energía interna Absorbida en el oído interno. Se expone la metodología de cálculo. A continuación, se muestran los resultados obtenidos de la Velocidad en la Membrana Timpánica, Impedancia en la Membrana Timpánica y en Canal Auditivo Externo, y de la Energía Absorbida por la Membrana Timpánica. A partir de estos resultados se realiza una discusión para verificar el modelo y comparar los resultados con otros estudios y por último, se exponen las conclusiones obtenidas sobre la validez de su utilización para determinar problemas o discordancias en el sistema auditivo.
- Capítulo 5: En este capítulo, primero se exponen las conclusiones derivadas de la realización de la tesis. Por último, se enumeran una serie de propuestas de trabajos futuros para continuar con esta línea de investigación.



2 Estado del Arte

2.1 Introducción

Este capítulo se divide en tres partes. Empezaremos con una breve descripción de la anatomía del sistema auditivo, ampliando la profundidad en el punto referente al Oído Interno, para comprender su fisionomía y funcionamiento y así, entender la utilidad de esta tesis. En el siguiente apartado se expondrá en qué consiste el Método de Elementos Finitos (MEF) y su utilidad y aplicación en el estudio del Sistema Auditivo Humano (SAH). Por último, se expondrán los Métodos de reconocimiento de problemas o distorsiones en el SAH utilizados hasta el momento, fundamental para entender la magnitud del obtenido en la presente tesis.

2.2 Anatomía y Fisiología del Sistema Auditivo Humano

El SAH se divide fundamentalmente en tres partes: oído externo, oído medio y oído interno. El oído externo se compone de pabellón auditivo y canal auditivo externo; a través de éste se transmite el sonido al oído medio, donde se encuentra el tímpano o membrana timpánica y la cadena osicular, compuesta por el martillo, el yunque y el estribo. Este último transmite las vibraciones al oído interno, donde se ubican los canales semicirculares y la cóclea, que está comunicada con el nervio auditivo, transmitiendo las señales al cerebro. En la figura 2.1 podemos ver lo anteriormente expuesto.

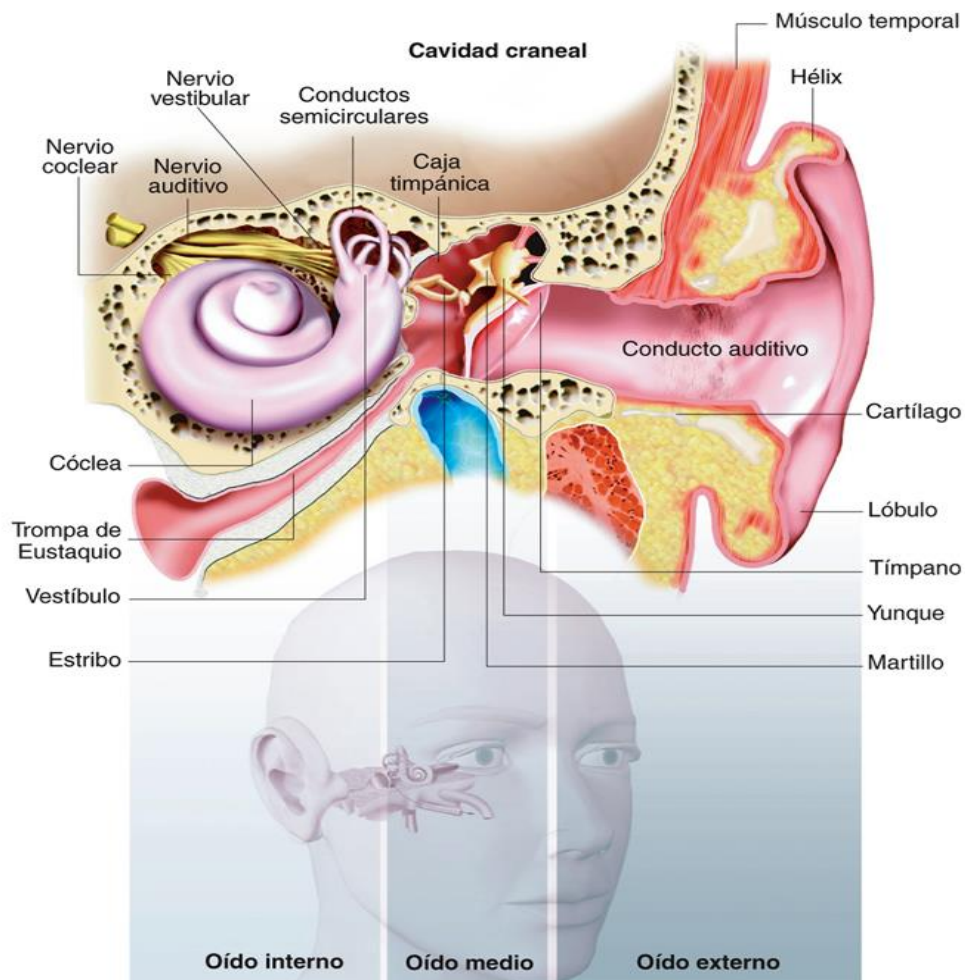


Fig.2 1 Sistema Auditivo Humano. Detalle de sus tres partes.
[http://ceot.cl/wp-content/uploads/01_anatomia_oido.png]

2.2.1 Oído externo

El oído externo se compone del pabellón auditivo u oreja y del Canal Auditivo Externo (CAE). Su función consiste en captar y conducir las ondas sonoras desde el pabellón auditivo hasta la Membrana Timpánica o Tímpano, donde comienza el oído medio.

2.2.1.1 Pabellón Auditivo:

El pabellón auditivo es un apéndice craneal, de estructura cartilaginosa. Se compone de piel, tejido subcutáneo, grasa, músculos y cartílagos. Es conocido también como aurículo, o más comúnmente como oreja. Esta estructura actúa para enfocar y localizar el sonido, y redirigirlo hacia el Oído Medio.

El pabellón auditivo descansa a un ángulo de 30° sobre el plano sagital de la cabeza, mientras la concha se encuentra a un ángulo de 90° de la corteza ósea del mastoide. El aurículo crece paralelamente al crecimiento corporal hasta los nueve años de edad aproximadamente (Gulya, Gulya, & Schuknecht's, 2007)

A continuación se detalla la anatomía de los componentes del pabellón auditivo (National Human Genome Research Institute, n.d.):

- **Hélix:** Borde externo del pabellón auditivo que se extiende desde la inserción superior de la oreja en el cuero cabelludo (raíz) hasta la terminación del cartílago en el lóbulo de la oreja. El hélix se puede dividir en tres partes: hélix ascendente, que se extiende verticalmente desde la raíz; hélix superior, que se extiende horizontalmente y se curva en dirección posterior al tubérculo de Darwin; hélix descendente o posterior, que comienza a partir del tubérculo de Darwin y se extiende hasta el borde superior del lóbulo de la oreja, ver Figura 2.2. El borde de la hélix forma generalmente

un borde enrollado.

- **Antehélix:** Eminencia curvilínea prominente que surge del antitrago y separa la concha, la fosa navicular y la fosa escafoidea. El antehélix representa un plegamiento del cartílago conchal y generalmente tiene una prominencia similar a una hélix bien desarrollada.
- **Antitrago:** Protuberancia cartilaginosa anterosuperior que se extiende entre la incisura y el origen del antehélix. EL margen anterosuperior del antitrago forma la pared posterior de la incisura.
- **Concha:** Hueco de mayor concavidad situado en el centro del pabellón auditivo, en el que se abre el conducto auditivo externo. Por lo general, se divide en dos por la cruz de hélix, en cymba (superior) y cavum (inferior) (Figura 2.2).
- **Cruz de Hélix o Crista Helicis:** Es la continuación de la hélix ascendente anteroinferior, que se extiende en una dirección posteroinferior en la cavidad de la concha por encima del meato auditivo externo.
- **Fosa escafoidea o Canal del hélix:** Surco que hay entre el hélix y el antehélix.
- **Fosa navicular:** Surco situado en la parte superior del pabellón auditivo, delimitado por la cruz de hélix y el antehélix.
- **Meato auditivo:** Surco que delimita el Pabellón Auditivo con el Conducto Auditivo Externo.
- **Trago:** Protuberancia posterior, ligeramente inferior, de cartílago cubierto de piel, anterior al meato auditivo. Delimita la concha como su extensión sobre el orificio del canal auditivo externo.
- **Lóbulo:** Parte blanda, carnosa e inferior del pabellón auditivo. Está limitado en su borde posterosuperior por el final del hélix descendente, en el borde anterosuperior por el borde inferior del antitrago y en el superior por la incisura.

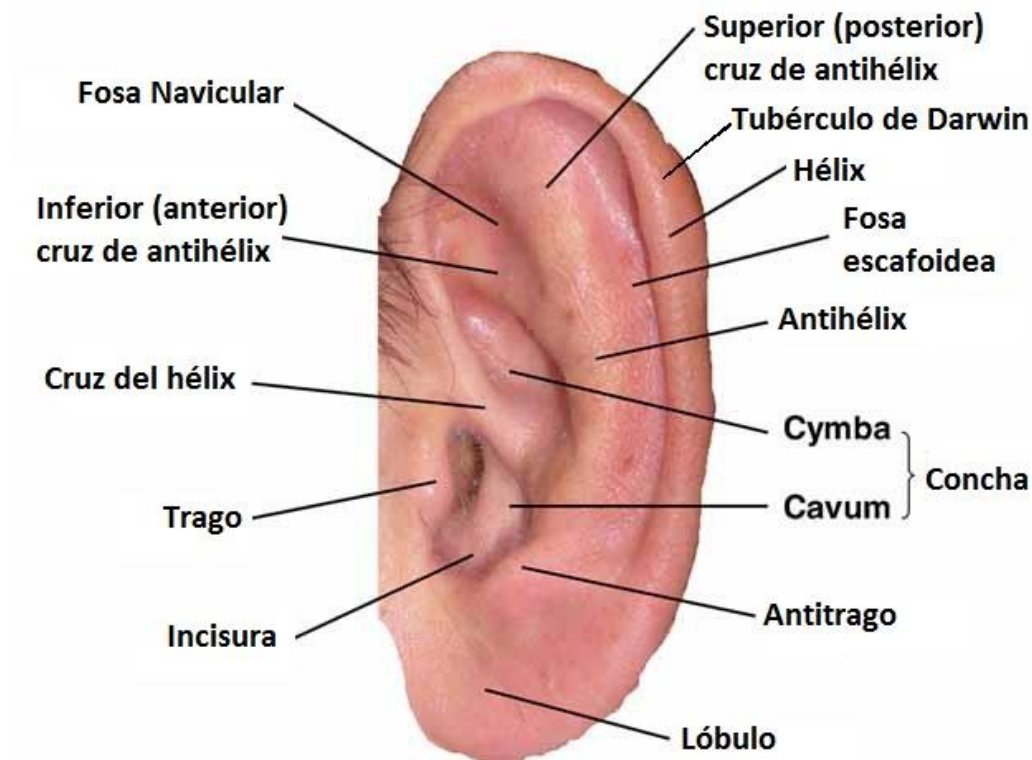


Fig.2 2 Partes del Pabellón Auditivo Humano

2.2.1.2 Canal Auditivo Externo:

El canal auditivo externo (Fig.2.3) tiene aproximadamente 2.5 cm de longitud y sirve como canal de transmisión de sonido al oído medio, además de como amplificador a determinadas frecuencias. También tiene la función de proteger el oído medio e interno de cuerpos extraños y fluctuaciones en la temperatura ambiental.

Su tercio lateral está reforzado por cartílago elástico orientado hacia arriba y hacia atrás; su cara anterior está perforada por dos o tres fisuras verticales presentes de forma variable conocidas como fisuras de Santorini. Los dos tercios mediales del canal auditivo externo son óseos y están orientados hacia abajo y hacia delante.

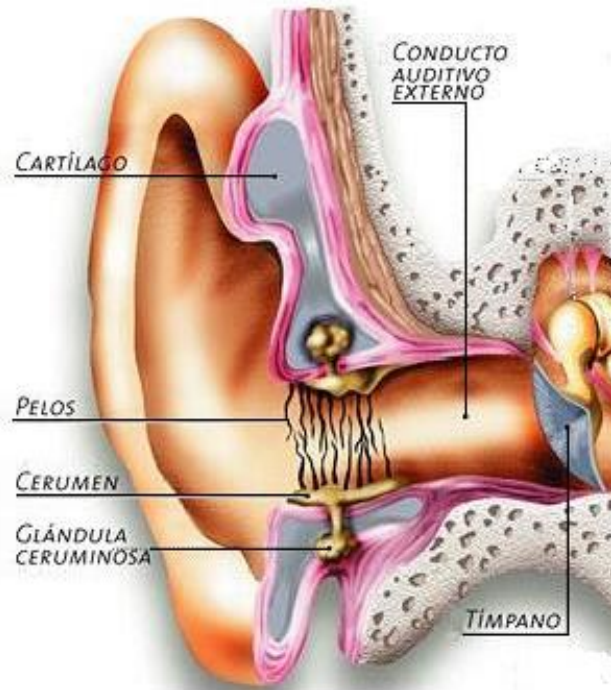


Fig.2 3 Conducto Auditivo Externo

[\[http://elssentiits3a1718.blogspot.com/\]](http://elssentiits3a1718.blogspot.com/)

La porción más angosta del canal auditivo externo se encuentra justo en el medio de la unión de los canales óseos y fibrocartilagosos.

La cavidad timpánica inferior es una depresión en la cara inferior del canal óseo. Debido a la angulación de la membrana timpánica, el canal es aproximadamente 6 mm más largo en la zona anterior-inferior que en la posterior-superior, creando así un ángulo agudo entre la membrana timpánica el canal óseo. En función de sus propiedades geométricas tiene una primera frecuencia de resonancia que se encuentra en torno a los 3-4 kHz.

La piel del canal óseo es mucho más delgada que la de la parte fibrocartilaginosa, midiendo aproximadamente 0.2 mm de espesor, y continúa con la piel de la membrana timpánica. Sin embargo, la piel de

la parte fibrocartilaginosa del canal tiene un espesor promedio de 0.5 a 1 mm.

El tercio lateral del canal fibrocartilaginoso está lleno de folículos pilosos. Tanto las glándulas sebáceas como las apocrinas, glándulas ceruminosas, se desarrollan a partir de los folículos pilosos. El cerumen compactado es una causa común de pérdida auditiva (Gulya et al., 2007).

2.2.2 Oído medio

El oído medio surge para adaptar el oído del medio acuático al aéreo. Está formado por una cavidad ósea, situada en la porción anterior del segmento petroso del hueso temporal, entre el oído externo y el oído interno. Por su localización es de muy difícil acceso, siendo necesaria la perforación del hueso temporal para llegar a él. Véase figura 2.7.

Está compuesto por la Membrana Timpánica, la Cavidad Timpánica, la Cadena Osicular con sus ligamentos y músculos, la Apófisis mastoides y la Trompa de Eustaquio. Véase figura 2.4.

2.2.2.1 Membrana Timpánica

La Membrana Timpánica (MT) es de forma irregularmente redonda y ligeramente cónica; el ápex del cono se encuentra en el umbo, que marca la punta del manubrio, ver Figura 2.5. Está formada por un tejido delgado, elástico, semitransparente y de color gris perla. En un adulto, forma un ángulo de aproximadamente 140° respecto a la cara superior del CAE. El diámetro vertical de la MT varía de 8.5 a 10 mm, mientras que el horizontal varía de 8 a 9 mm.



Fig.2 4 Oído Medio. Partes constituyentes
[https://es.wikipedia.org/wiki/Oído_medio]

Está formada por tres capas de distintos tejidos:

- la capa ectodérmica, más externa y formada por piel, como continuación del CAE;
- la capa fibrosa, que es la medial o central, la cual sólo existe en la pars tensa;
- la capa mesodérmica, más interna, formada por mucosa.

Según su anatomía presenta dos partes bien diferenciadas:

- **Pars flácida o de Schrapnell**, situada en la zona superior de la membrana.
- **Pars tensa**, más grande, que se ubica en la zona inferior.

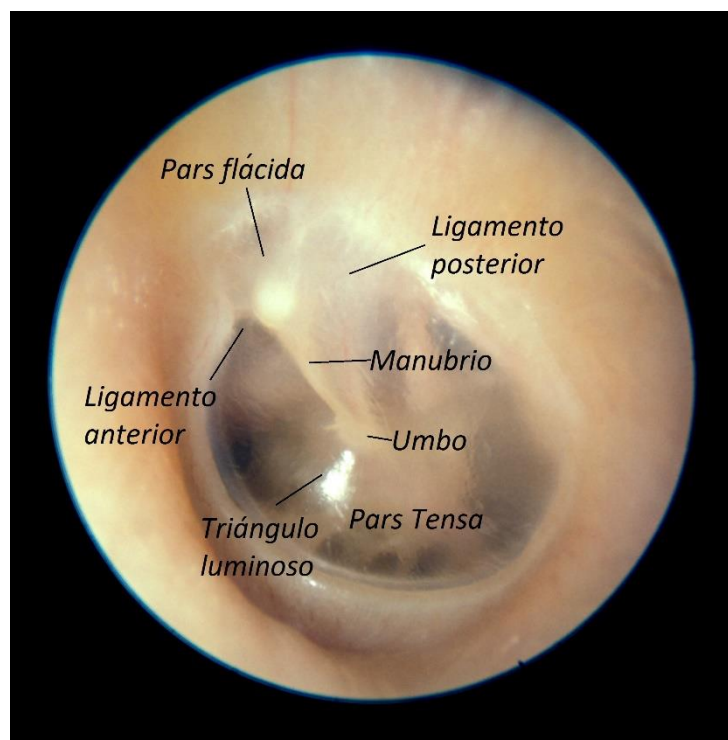


Fig.2 5 Partes de la Membrana Timpánica

El contorno de la MT forma un anillo fibrocartilaginoso, llamado Ligamento Anular, Ligamento de Gerlach o annulus fibrosus, el cual se inserta en el

anillo óseo del CAE, llamado surco timpánico, que se encuentra en el fondo del hueso timpánico, quedando completamente adherido a él.

2.2.2.2 Cavity Timpánica

La cavidad timpánica es una hendidura en el plano sagital de forma elíptica y alargada que mide unos 15 mm en su dimensión vertical, mientras que, en la transversal, se expande superiormente a 6 mm e inferiormente a 4 mm desde una constricción central de 2 mm. Posteriormente, el antro mastoideo conecta la cavidad timpánica con las celdas de aire mastoideas.

Está atravesada por el sistema osicular, formado por la cadena osicular, los músculos del estribo y del tensor del tímpano, el nervio del acuerda del tímpano y el plexo nervioso timpánico, y recubierta por una membrana mucosa que presenta cilios y células calciformes (Fig.2.6).

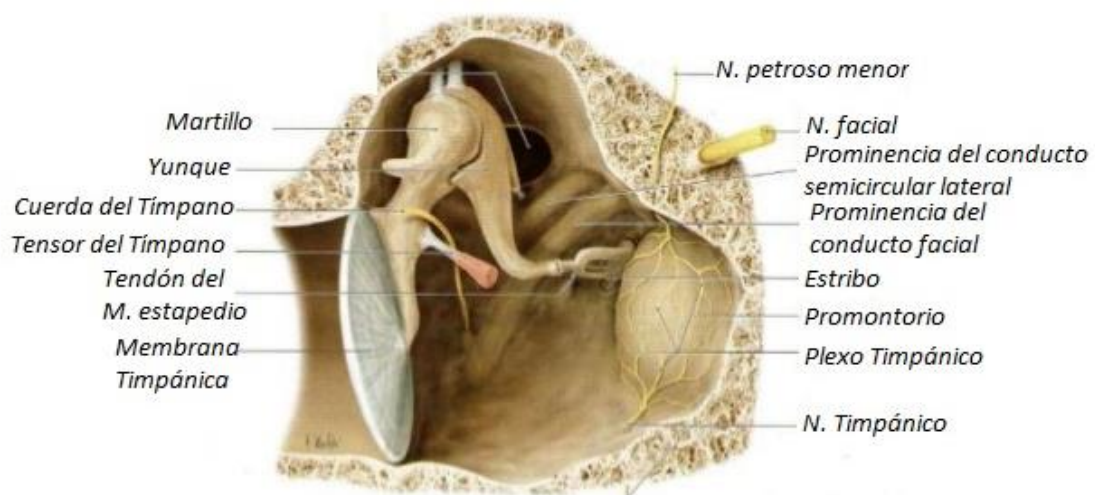


Fig.2 6 Cavity Timpánica

[<https://es.slideshare.net/snewhuguer/anatomia-de-oido-externo-medio-e-interno>]

Se neumatiza a través de la trompa de Eustaquio que lo une con la nasofaringe, de forma que la presión del aire contenido en la Cavidad Timpánica es la misma que la del entorno.

Consta de seis paredes, cinco de ellas óseas y una membranosa:

1. Pared membranosa o lateral: compuesta casi en su totalidad por la membrana timpánica, por ello que se defina como membranosa, y también por una pared ósea peritimpánica.
2. Pared laberíntica o medial: formada por el peñasco del temporal. En ella encontramos un *dintel neuromuscular*, formado por el músculo tensor del tímpano y por el canal del facial, el cual divide la pared en dos niveles, el receso epitimpánico o ático por arriba y el atrio por abajo. En la parte central del atrio se encuentra el promontorio, prominencia que corresponde en su interior con la primera vuelta de la cóclea. Superiamente y por detrás del promontorio se encuentra la fosa vestibular, a la que se abre la ventana oval o vestibular. Inferiamente se encuentra la ventana redonda o coclear. Asimismo, en la parte inferior del promontorio se sitúa el orificio superior del conducto timpánico, del que sale el nervio timpánico.
3. Pared tegmentaria o superior (tegmen tympani): formada por una porción petrosa medialmente y una porción escamosa lateralmente. Sobre ella se fijan los ligamentos suspensorios del martillo y del yunque.
4. Pared yugular o inferior: formada por parte timpánica (externa) y petrosa (interna) del temporal. Se sitúa a nivel más bajo del CAE, lo que crea el receso hipotimpánico o hipotímpano. En ella se encuentra el orificio del canal timpánico.
5. Pared carotídea, tubárica o anterior: Es la que separa la cavidad timpánica del conducto carotideo o arteria carótida. En la porción superior se encuentra el orificio interno de la trompa auditiva, que

conecta el oído medio con la faringe, manteniendo una aireación adecuada que iguala la presión del oído medio con el entorno, permitiendo que la membrana timpánica se mueva y pueda transmitir el sonido sin problemas, y el conducto para el músculo tensor del tímpano.

6. Pared mastoidea o posterior: de constitución exclusivamente petrosa, se divide en dos partes, una superior, additus ad antrum; y otra inferior que constituye el retrotímpano. Mediante el additus ad antrum, que es un orificio en la porción superior, se comunica con el antro y las celdas mastoideas.

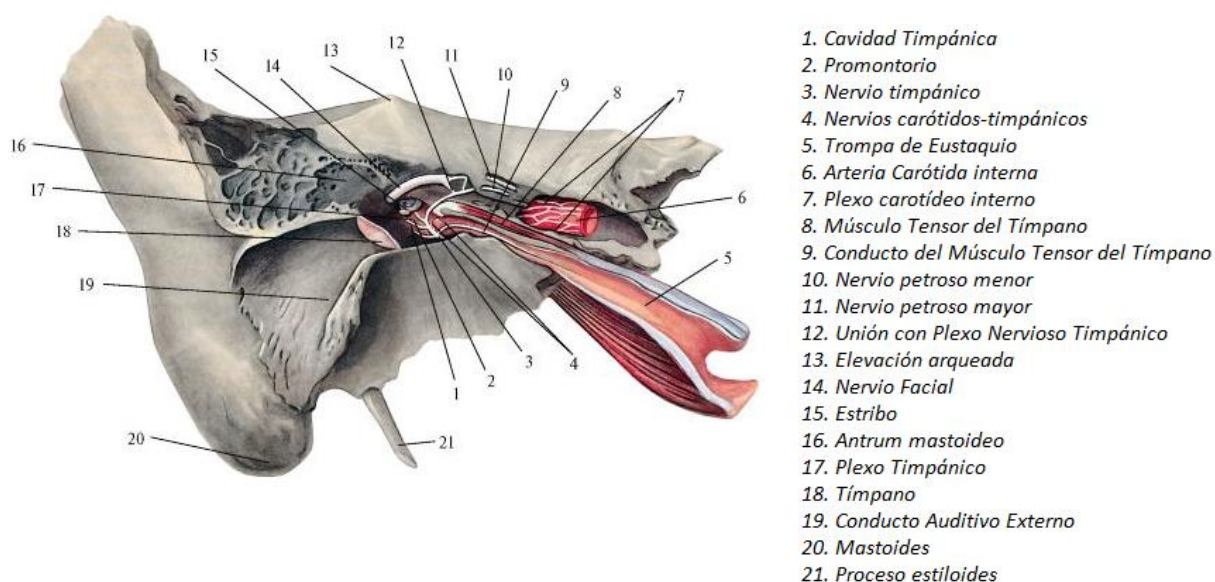


Fig.2 7 Cavidades y Nervios del Oído Medio [<https://helpiks.org/4-4360.html>]

A través de la Ventana Oval y de la Ventana Redonda, la Cavidad Timpánica se comunica con el Oído Interno.

2.2.2.3 Cadena Osicular

La Cadena Osicular (CO) o también llamada cadena de huesecillos, se encuentra dentro de la cavidad timpánica, y está formada por tres huesecillos: **martillo**, **yunque** y **estribo**, ver Figura 2.8. Son los huesos más pequeños del cuerpo humano, siendo la longitud total de la CO de unos 18 mm. Tiene la misión de transmitir el movimiento del tímpano al oído interno a través de la Ventana Oval, así el pie del estribo empuja la ventana oval poniendo en movimiento el fluido linfático contenido en el Oído Interno.

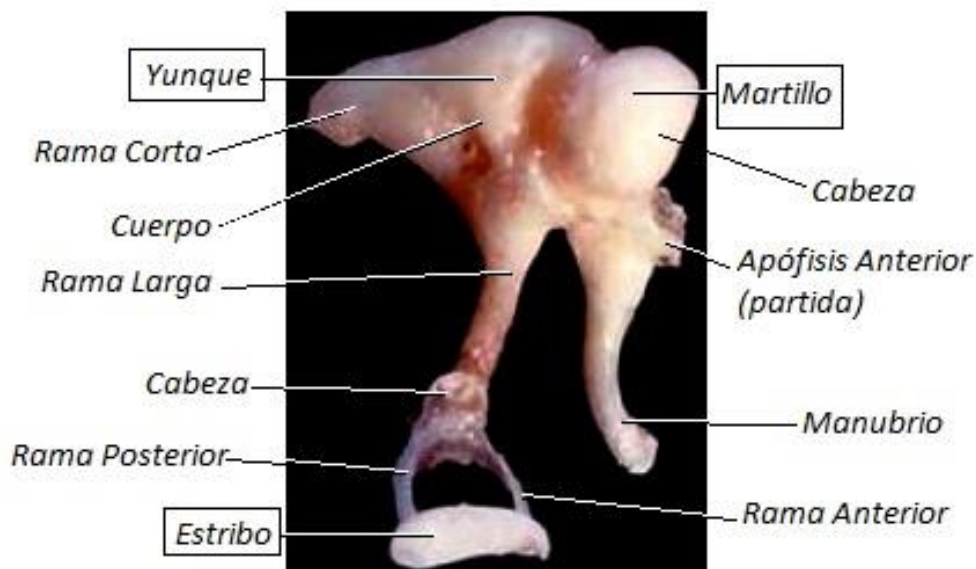


Fig.2 8 Cadena Osicular (x30)

El martillo es el más lateral de los osículos. Tiene cabeza, cuello, apófisis lateral, apófisis anterior y manubrio. La apófisis lateral es una delgada proyección del huesecillo que se extiende desde el cuello del martillo dentro de la fisura petrotimpánica. En adultos es común encontrar la apófisis anterior partida, lo que provoca pérdida auditiva. Se agarra a las paredes de la fisura petrotimpánica mediante el ligamento anterior del

martillo, que junto con el ligamento posterior del yunque, sirve para establecer el eje de rotación de los osículos.

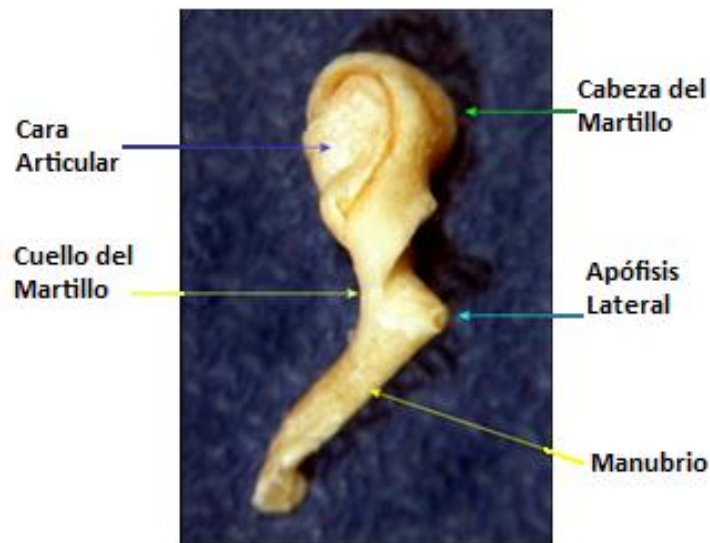


Fig.2 9 Martillo

[http://www.ib.unicamp.br/dep_anatomia/files/atlasorelha/bineuorelha1.html#9]

La apófisis lateral del martillo contiene una capa cartilaginosa anclada a la pars tensa de la membrana timpánica. El final del manubrio está firmemente unido a la membrana timpánica en el umbo.

El martillo (Fig.2.9) se mantiene en su lugar mediante cinco ligamentos, una articulación, el tendón tensor del tímpano y la membrana timpánica. Tres de los cinco ligamentos se encuentran fuera del eje de rotación y tienen la función de suspensión, éstos son: el ligamento suspensorio anterior que se encuentra en la parte superior del ligamento del martillo anterior y une la cabeza del martillo a la pared anterior del epítímpano, el ligamento suspensorio lateral que une el cuello del martillo a los límites óseos de la muesca timpánica, y el ligamento suspensorio superior que salva la distancia entre la cabeza del martillo y el tegmen del epítímpano. Los ligamentos aparentemente no interfieren en la transmisión del sonido debido al pequeño movimiento de los osículos. Sin embargo, pueden ser

útiles amortiguando la respuesta de los osículos a estímulos de baja frecuencia y elevada intensidad y para resistir el desplazamiento con grandes cambios en las presiones del oído medio.



Fig.2 10 Yunque

[http://www.ib.unicamp.br/dep_anatomia/files/atlasorelha/bineuorelha1.html#9]

El yunque (Fig.2.10), que es el más largo de los osículos y el más pesado, unos 25 mg, consta de un cuerpo, una apófisis corta, una apófisis larga, y una apófisis lenticular. El cuerpo del yunque descansa en el epítímpano junto con la cabeza del martillo. Está situado entre el martillo y el estribo, de forma que se conecta con el martillo por la articulación incudomaleolar y con el estribo por la articulación incudoestapedial.

El estribo (Fig.2.11) es el hueso más pequeño de la cadena osicular, así como del cuerpo humano, y más céntrico de la cadena osicular; consiste en una cabeza, un cuello, una base llamada placa podal y dos ramas, pilares o patas en forma de herradura. La rama anterior es más recta y más delicada que la posterior. Hay un área irregular cerca de la cara superior de la parte posterior.

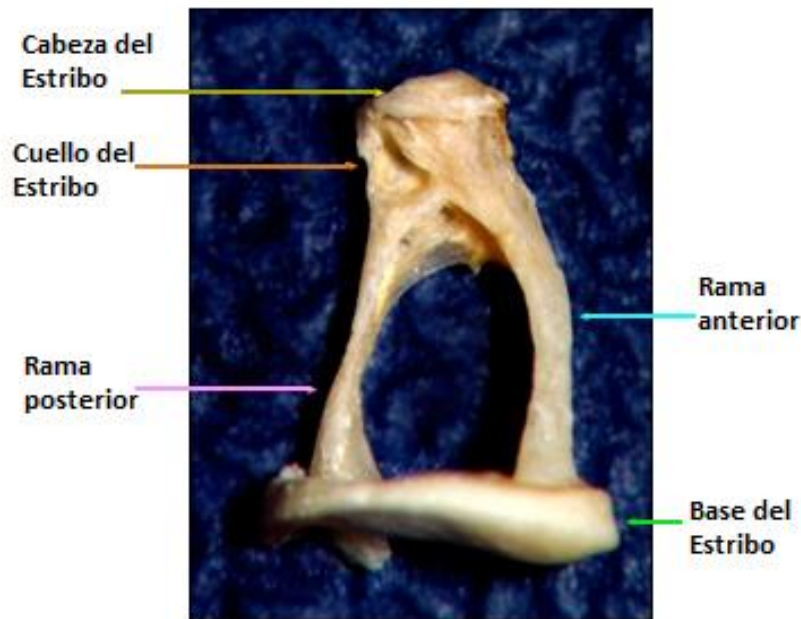


Fig.2 11 Estribo

[http://www.ib.unicamp.br/dep_anatomia/files/atlasorelha/bineuorelha1.html#9]

La transmisión del sonido a lo largo del oído medio se modula por la acción de dos músculos: el músculo tensor del tímpano y el músculo estapedio.

El **Músculo tensor del tímpano**, se inserta en el martillo y es innervado por el nervio trigémino. Ocupa un conducto óseo situado en la pared laberíntica de la cavidad timpánica. Se origina en el extremo posterior de la pared superior del cartílago de la trompa de Eustaquio, entre el hueso temporal y el esfenoides. Termina en un tendón delgado que atraviesa la cavidad timpánica y se inserta en la parte superior del manubrio del martillo. Este músculo tracciona medialmente el manubrio y tensa la membrana timpánica, al mismo tiempo la cabeza del martillo bascula lateralmente, llevándose consigo el cuerpo del yunque que con su rama larga hunde el estribo en la fosa de la Ventana Vestibular.

El **Músculo estapedio**, asociado al estribo, es inervado por el nervio facial. Se encuentra situado en un conducto óseo excavado en el espesor de la pared mastoidea de la caja del tímpano, que se localiza cerca de la segunda porción del acueducto del nervio facial. Termina en un vértice con orificio por donde sale el tendón que se inserta en el lado posterior de la cabeza del estribo.

La acción del músculo estapedio es contraria a la del músculo del martillo. Atrae el estribo hacia detrás y lateralmente, lo que provoca el movimiento lateral de la rama larga del yunque.

2.2.3 Oído interno

El oído interno representa el final de la cadena de procesamiento mecánico del sonido, y en él se llevan a cabo tres funciones primordiales: Filtraje de la señal sonora, transducción y generación probabilística de impulsos nerviosos.

Está situado en el centro de la pirámide petrosa del hueso temporal, por lo que es muy interior e inaccesible, y está formado por un grupo de cavidades óseas, el laberinto óseo, el cual contiene las estructuras del laberinto membranoso. En la figura 2.13 se representan los distintos elementos del oído interno, así como un corte transversal de la cóclea.

2.2.3.1 Laberinto óseo

El laberinto óseo es una cubierta de hueso formada por tres capas: periostal, encondral y endostal. Podemos distinguir las siguientes partes (Figura 2.12):

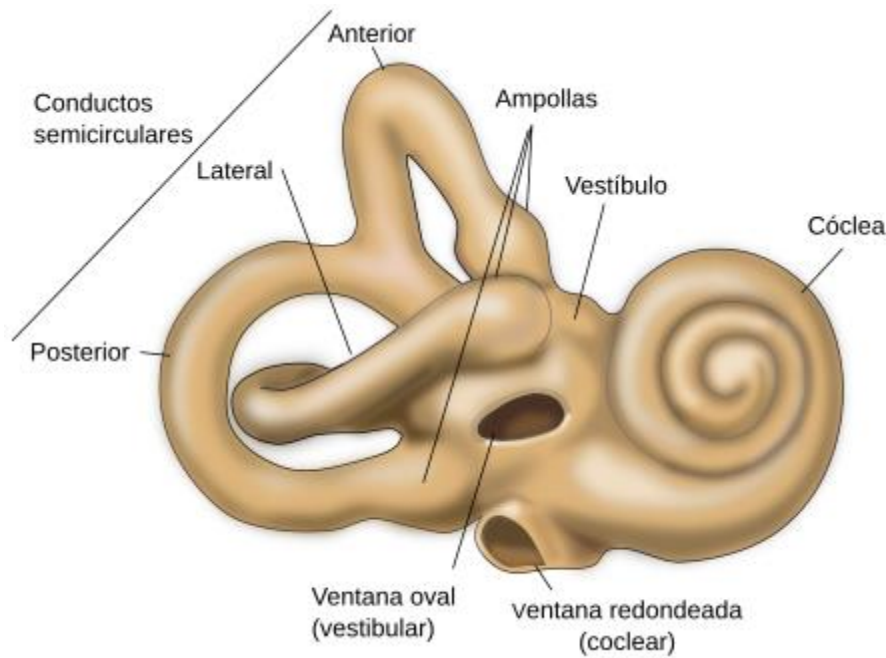


Fig.2 12 Laberinto óseo

[<http://fonoaudiologosubo.blogspot.com/2017/05/anatomia-oido-interno.html>]

Vestíbulo:

Es la cavidad central del laberinto óseo, con forma ovoide aplanada. Corresponde con la mitad posterior del conducto auditivo interno (CAI). Consta de seis paredes: lateral, superior, posterior, medial, anterior e inferior.

En la pared lateral se encuentran tres orificios, la ventana oval y dos orificios conectados con el conducto semicircular lateral. En la pared superior hay dos orificios, uno en cada extremo; en el superior se conecta el CS superior y en el inferior, el conducto común del CS superior y posterior. En la pared posterior, se conecta el CS posterior. En la pared medial se encuentran cuatro fositas separadas por crestas: la fosita hemisférica; la cresta del vestíbulo, que bordea a la anterior; la fosita ovoide; la fosita sulciforme, que se abre al acueducto del vestíbulo; y la fosita coclear, que aloja la parte del caudal del canal coclear. La pared coclear, corresponde por arriba al acueducto de Falopio y por abajo a

la base de la cóclea, en ella se aloja la espina de la pirámide del vestíbulo. Por último, la pared inferior, tiene forma de surco y se sitúa en la prolongación de la ventana oval. Por delante de ésta se encuentra el oficio vestibular de la cóclea y por detrás con la lámina espiral.

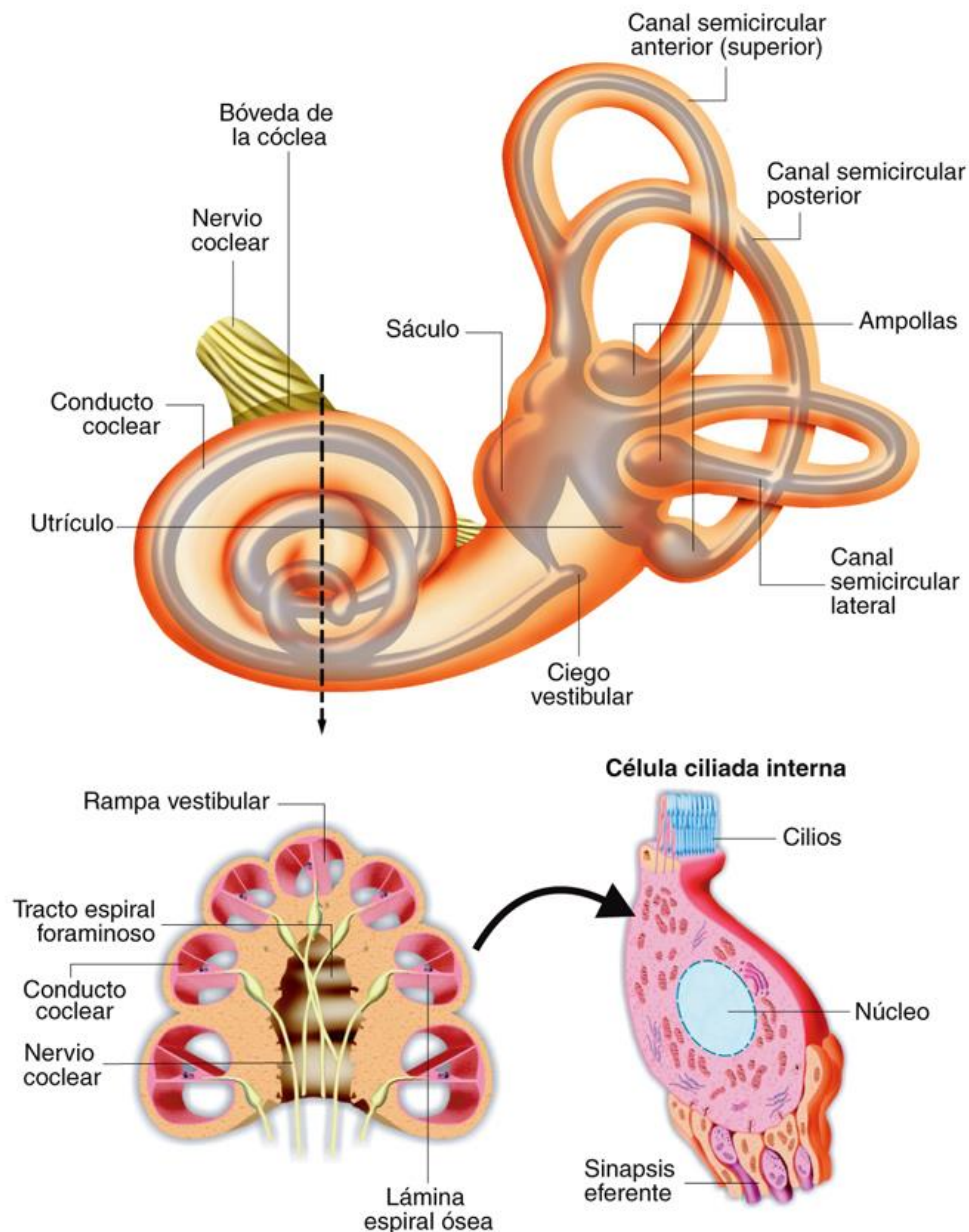


Fig.2 13 Representación del Oído Interno y corte transversal

[<http://ceot.cl/conoce-tu-oido/>]

Canales Semicirculares óseos:

Hay tres canales situados en la zona superior del laberinto. En el extremo de cada canal se encuentra un ensanche, llamado ampolla, que se abre al vestíbulo. En la ampolla se halla el epitelio sensitivo vestibular.

1. CS Lateral, es el externo u horizontal. Este canal es el más corto, siendo su longitud de 15 mm. Se relaciona hacia atrás con el antro mastoideo y hacia delante con la caja timpánica.
2. CS Superior, es el anterior. Mide 16 mm y se encuentra sobre el vestíbulo, casi perpendicular al eje del peñasco.
3. CS posterior, es el inferior. Mide 20 mm, siendo el más profundo. Se encuentra paralelo al eje del peñasco.

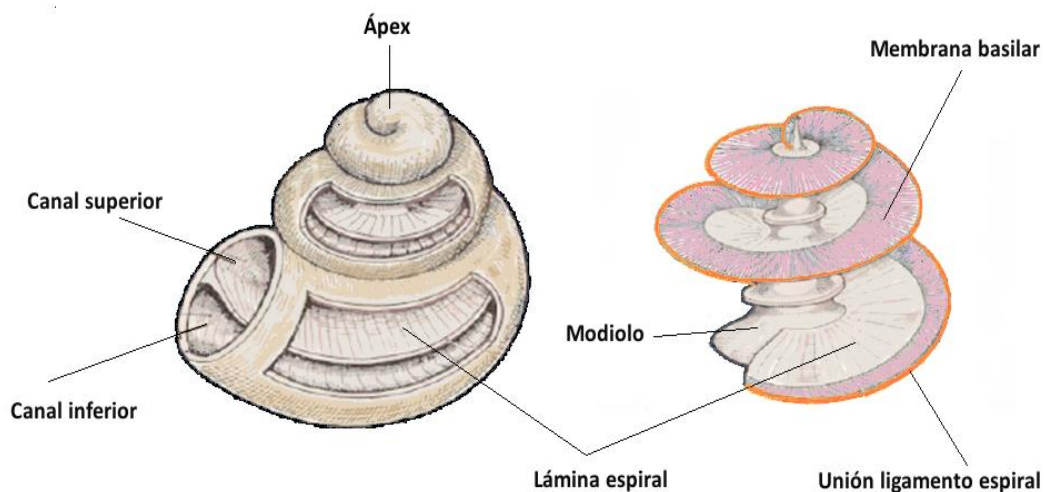


Fig.2 14 Ilustración de cóclea seccionada(Blasco, 2016)

Cóclea:

Está situada en la zona superior del laberinto. La cóclea tiene forma de caracol, siendo un tubo cónico llamado tubo coclear de 30 mm de largo por 1-2 mm de diámetro, que describe dos vueltas y media alrededor de

un eje llamado columela o modiolo, ver Fig.2.14. Cada vuelta se une a la anterior dando lugar al tabique espiral, terminando éste en un borde libre denominado pilar. Tiene una altura de 5 a 6 mm y un diámetro en la base de 9 mm. La columela tiene forma de cono acostado, donde la base constituye la fosita coclear del conducto auditivo interno.

El **tubo coclear** presenta dos segmentos. El primero, rectilíneo de 4-5 mm, situado debajo del vestíbulo, forma la cavidad subvestibular en cuyo fondo se abre la ventana redonda. Esta cavidad representa el extremo de la rampa timpánica de la cóclea. El segundo segmento está enrollado y se adentra en el CAI, donde en su primera vuelta forma el promontorio sobre la cara interna de la cavidad timpánica, ver Fig.2.15.

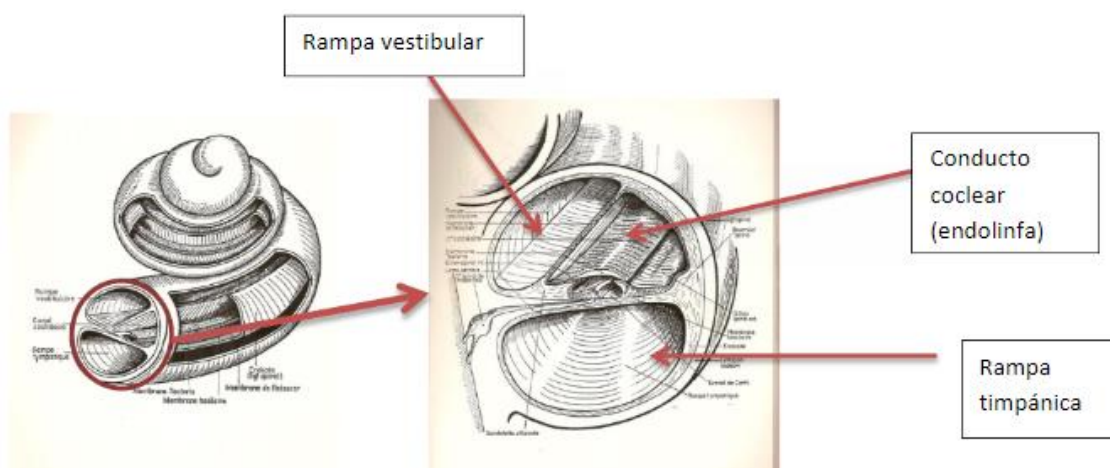


Fig.2 15 Corte transversal de la cóclea

[<https://www.studocu.com/en/document/universitat-internacional-de-catalunya/>]

En la figura 2.16 se presenta una sección longitudinal del oído medio, donde se pueden diferenciar el recorrido de las tres escalas del tubo coclear.

En el borde libre de la **lámina Espiral** se inserta la membrana basilar, delimitando dos rampas: la vestibular, hacia el ápex; y la timpánica, hacia la base. En el pilar termina en un borde libre que forma el

helicotrema, el cual comunica la rampa o escala timpánica y la vestibular.

El **sistema Canalicular del caracol** está formado por numerosos canales de la columela que contienen ramas del nervio coclear, ver Fig.2.13.

El **Canal espiral de Rosenthal** es un canal en la porción periférica de la columela donde se aloja el **ganglio espiral de Corti** u **órgano de Corti**.

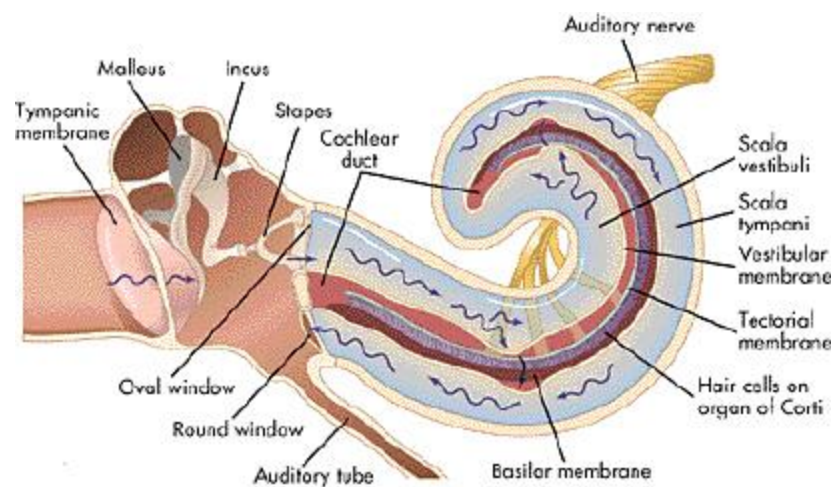


Fig.2 16 Representación de sección del oído interno

[<https://www7.nationalacademies.org/>]

2.2.3.2 Laberinto membranoso

El laberinto membranoso se puede dividir en dos: laberinto anterior, que comprende el canal coclear; y laberinto posterior, dónde se encuentra el utrículo, el sáculo, los canales semicirculares y el sistema endolinfático (Fig.2.14).

El laberinto membranoso contiene endolinfa, mientras que la perilinfa se sitúa entre el laberinto óseo y el membranoso.

Canal Coclear:

Consiste en un tubo de unos 30 mm de longitud que presenta dos segmentos: uno corto, que comunica el canal coclear con el sáculo; y el otro más largo, que se enrolla en el caracol óseo rellenando el espacio entre la lámina espiral y la lámina de contornos.

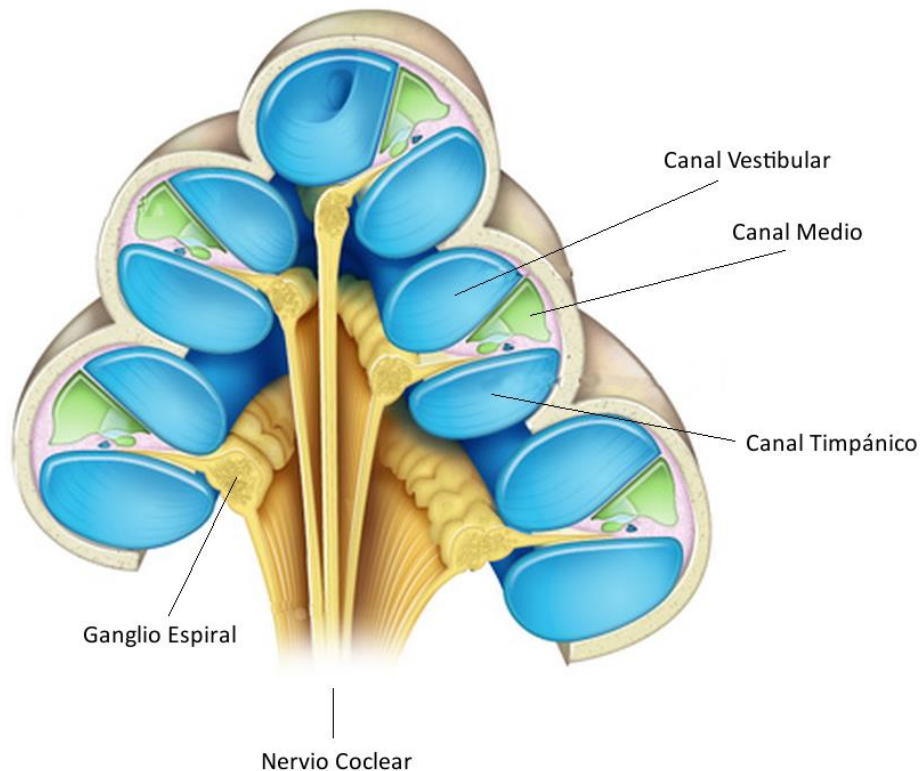


Fig.2 17 Vista de los Canales Vestibular, Medio y Timpánico en el canal coclear [<http://www.cochlea.eu/es/cochlea>]

El canal Coclear (Fig.2.17) presenta tres caras: la Cara superior o vestibular, llamada membrana de Reissner, que separa el canal coclear de la rampa o escala vestibular; la cara externa, formada por el ligamento espiral, que presenta la cresta basilar donde se inserta la membrana basilar; y la cara inferior, constituida por la membrana basilar, que separa el canal coclear de la rampa o escala timpánica y sobre ella se localiza el **órgano de Corti**.

Órgano de Corti:

Es el órgano neurosensorial de la cóclea. Se compone de células sensoriales o células ciliadas, fibras nerviosas conectadas a ellas y estructuras anexas o de apoyo, ver Fig.2.18.

Las células sensoriales se componen de tres filas de células ciliadas externas con estereocilios colocados en W abierta hacia el modiolos y una fila de células ciliadas internas.

También se encuentran las células de sostén que dan soporte a las células ciliadas. Éstas son las células de Deiters, que se sitúan sobre la membrana basilar y se anclan a las células ciliadas externas, y las células de Hensen, localizadas por fuera de las de Deiters. El conjunto de células ciliadas externas, con falanges y pilares forman la membrana reticular.

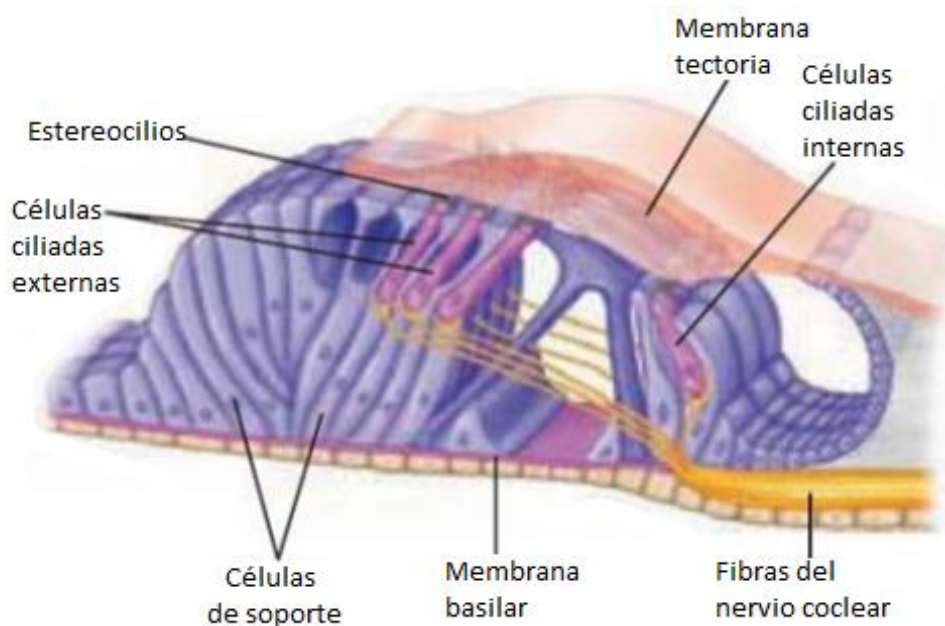


Fig.2 18 Órgano de Corti

[<http://morfoterminologia.blogspot.es/1478644075/organo-de-corti/>]

Por último, se encuentra la **Membrana Tectoria** que está formada por una capa superficial fibrosa y otra profunda gelatinosa.

Canales Semicirculares Membranosos:

Los canales semicirculares membranosos son tres tubos membranosos que recorren los canales óseos correspondientes, de forma que las ampollas son dilataciones membranosas que ocupan la ampolla ósea correspondiente. Se les conoce como Laberinto Cinético, pues detectan la aceleración y deceleración rotacional. Así el conjunto formado por los canales semicirculares membranosos junto con el utrículo y el sáculo, actúan como un mecanismo para mantener y determinar el equilibrio dinámico del cuerpo. Tienen la misma disposición que sus homólogos CS óseos, siendo por tanto, CSM anterior, posterior y lateral.

Utrículo:

Es una vesícula alargada, de forma bilobulada y ovoidea aplastada, con dos extremos o segmentos, uno anterior y otro posterior. Su extremo anterior está adosado a la fosita ovoide. Ocupa la parte posterior y superior del Vestíbulo Óseo. Se encuentra rodeada completamente por el espacio perilinfático excepto por la zona de entrada de la porción utricular del nervio utrículo-ampular, por donde se adhiere a la pared ósea vestibular. Ver figura 2.19.

Su extremo anterior alberga el órgano sensorial, la mácula o macula utriculi, situada en la base. En este extremo se encuentran las desembocaduras ampollares de los canales semicirculares superior y externo. Ver figura 2.20.

El extremo posterior está dispuesto hacia atrás y hacia adentro. Está formado por las desembocaduras del canal común, de la extremidad no ampollar del canal semicircular externo, de la extremidad ampollar del CS posterior y la desembocadura utricular del conducto endolinfático.

Sáculo:

Es una vesícula redondeada subyacente al utrículo que está situada contra la fosita hemisférica. Se apoya sobre la base del vestíbulo y por dentro en la fosita hemisférica, y se conecta mediante el ductus reuniens al canal coclear membranoso, siendo punto de unión de los Laberintos Membranosos Anterior y Posterior. Se rodea de espacio perilinfático excepto en la penetración del nervio sacular, donde los nervios lo fijan a la pared ósea vestibular. Ver figura 2.20.

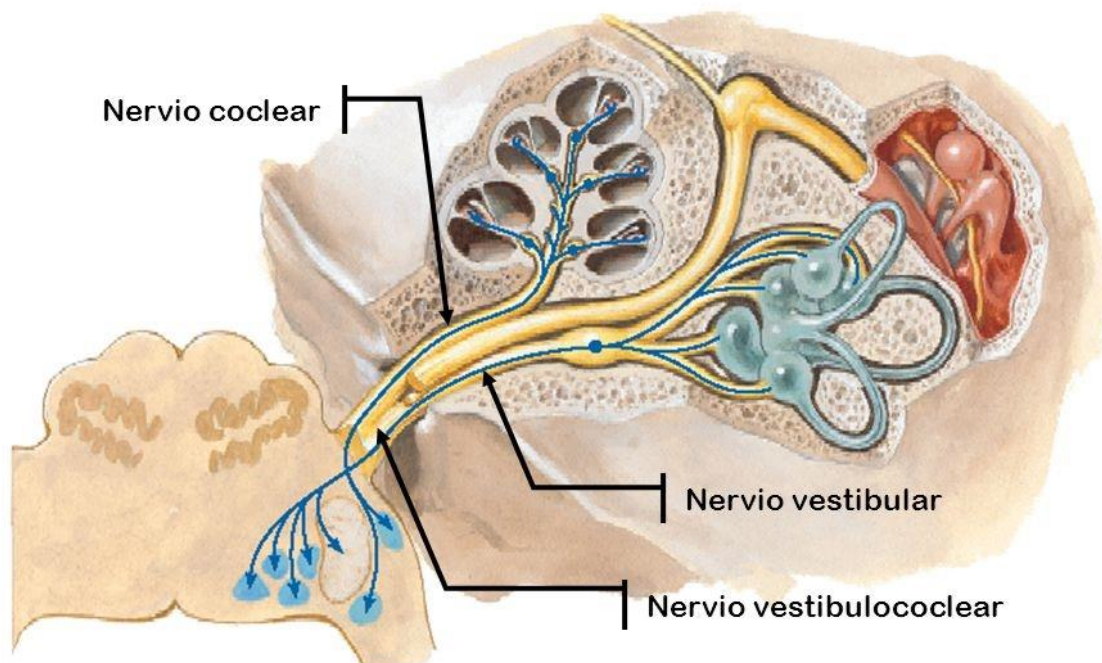


Fig.2 19 Nervios alojados en el laberinto óseo

[<http://alejanraboerr.blogspot.com/2017/11/8-par-cranial.html>]

Los órganos sensoriales que se encuentran en el Utrículo y el Sáculo se llaman Órganos Otolíticos. Tanto el utrículo como el sáculo contienen una mácula que actúa como receptor, formadas por células ciliadas sensoriales, las cuales transforman las fuerzas mecánicas en impulsos

nerviosos. Al conjunto formado por ambas máculas se le conoce como sistema otolítico.

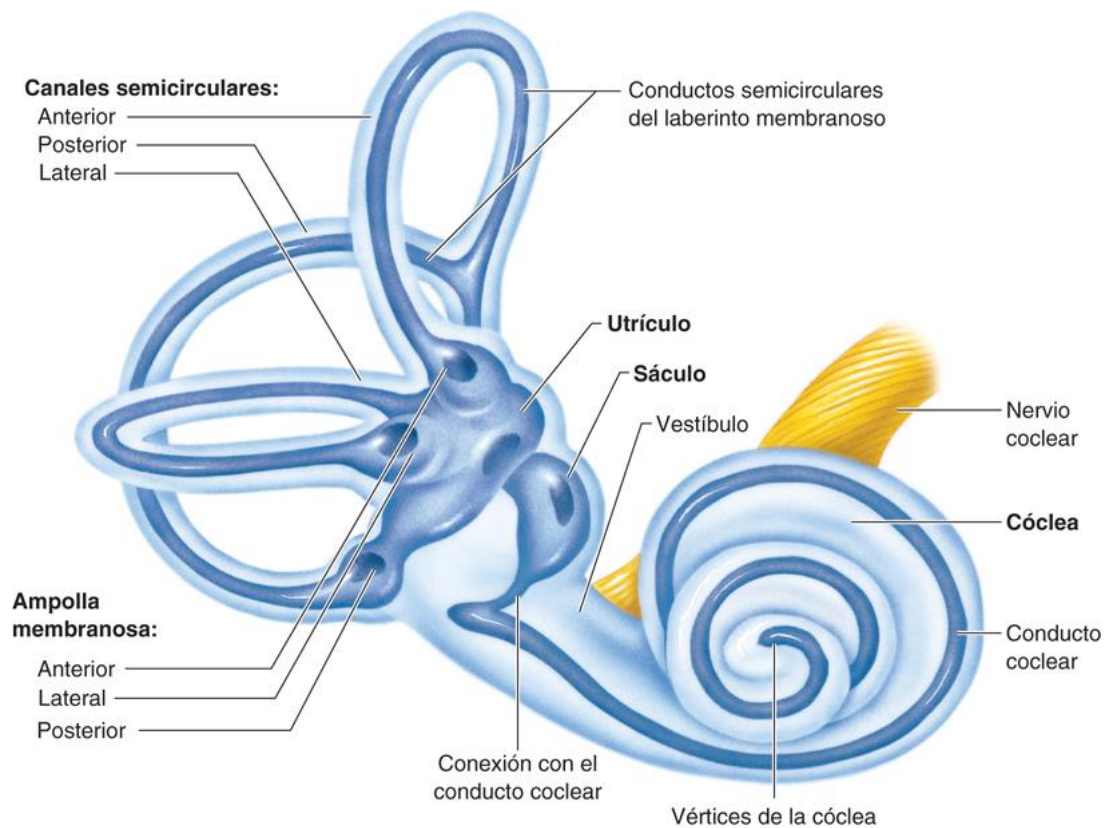


Fig.2 20 Laberinto membranoso
[<https://accessmedicina.mhmedical.com>]

Conducto y saco endolinfático:

El conducto endolinfático nace de la unión de dos pequeños conductos provenientes del utrículo y el sáculo. El saco endolinfático, constituye una prolongación intracraneal del laberinto membranoso.

2.2.4 Fisiología del Oído Interno

“El oído interno sirve para transformar las vibraciones mecánicas que provienen del oído medio en impulsos eléctricos, lo que se produce en el laberinto anterior, llamado por su forma cóclea o caracol” (Blasco, 2016). En él se llevan a cabo tres funciones: filtraje de la señal sonora, transducción y generación probabilística de impulsos. (Gil-Loyzaga & Poch-Broto, 2011)

2.2.4.1 Propagación del sonido en la cóclea

Los movimientos del estribo provocan el movimiento de la perilinfa, que es el fluido contenido en la escala vestibular. Los fluidos contenidos en la escala vestibular y la escala media, están separados por la membrana de Reissner, que al ser extremadamente delgada permite que en dinámica de fluidos ambos fluidos se traten como uno solo. De esta forma, los movimientos u oscilaciones en la perilinfa de la escala vestibular se transmiten a la endolinfa, de ésta a la membrana basilar, que, en consecuencia, provoca oscilaciones en el fluido de la escala timpánica.

El circuito hidráulico creado, se cierra con la membrana de la ventana redonda, que compensa el desplazamiento de los fluidos. (Fig.2.21)

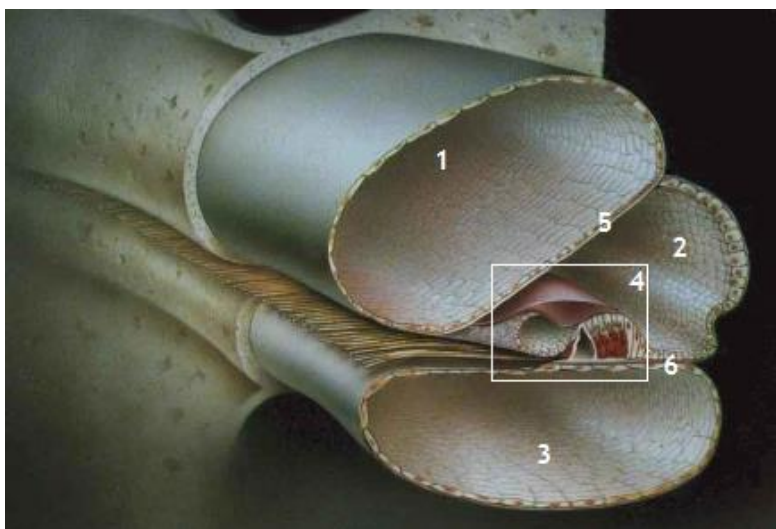


Fig.2 21 Corte transversal de los conductos cocleares;
1. Rampa vestibular.
2. Rampa coclear.
3. Rampa Timpánica.
4. Órgano de Corti.
5. Memb. de Reissner.
6. Memb. Basilar

[<http://audiologiaacademica.blogspot.com>]

En sonidos de muy baja frecuencia, las vibraciones no se transmiten a través de membrana basilar, sino que se transmiten a través del helicotrema.

Por tanto, el sonido que se propaga desde el oído externo y medio llega a la cóclea, donde las ondas hacen que oscilen los fluidos intracocleares que producen la vibración de la membrana basilar y de todas las estructuras anexas.

2.2.4.2 Filtraje de la señal sonora. La cóclea como analizador de frecuencia

En el oído interno se filtra la señal sonora que llega como ondas hasta la cóclea. El comportamiento de la cóclea como analizador de frecuencia de la señal se debe a la membrana basilar. Ésta es una estructura con espesor y rigidez no constante; en el extremo próximo a la ventana oval es gruesa y rígida, pero el espesor y la rigidez disminuyen conforme se aproxima al vértice de la cóclea, siendo la caída de la rigidez casi exponencial. La variación de la rigidez en función de la posición respecto a la ventana oval afecta a la velocidad de propagación de las ondas sonoras a través de su longitud, dando lugar a una selectividad en frecuencia del oído interno.

Las ondas sonoras que llegan al oído interno a través de la ventana oval se transforman en ondas de presión en la perilinfa y se desplazan a lo largo de la escala vestibular. Por la presión del fluido, la membrana basilar se deforma, variando tanto la posición como la amplitud de esta deformación en función del tiempo a medida que la onda avanza a lo largo de la cóclea. De esta forma, la amplitud de la vibración en la membrana basilar aumentará a medida que se aleje de la ventana oval,

pues depende de la variación en la velocidad de propagación, hasta llegar a un punto en que la deformación sea máxima, llamado punto de resonancia. En ese punto la amplitud de la vibración es máxima, así como la transmisión de energía de la onda al fluido de la escala timpánica.

A partir de ese punto la onda no se propaga de forma eficiente, disminuyendo muy rápidamente la amplitud de la vibración conforme se aproxima al helicotrema. En la figura 2.22 se muestra una ilustración de cómo viaja una onda a lo largo de la membrana basilar. (Gil-Loyzaga & Poch-Broto, 2011)

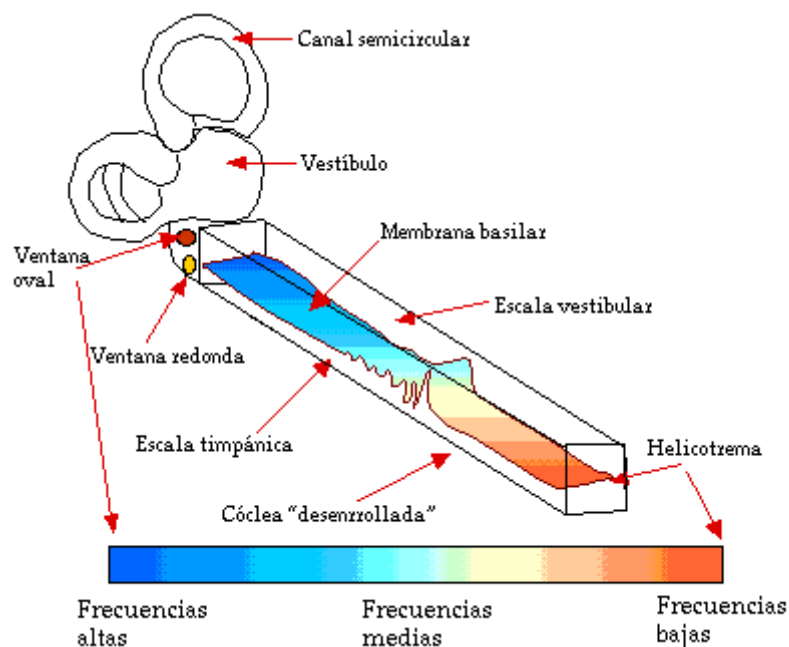


Fig.2 22 Onda en la membrana basilar(Gil-Loyzaga & Poch-Broto, 2011)

La posición de la amplitud máxima de la onda depende de la frecuencia de la señal sonora, de forma que, a menor frecuencia, mayor distancia recorrida a lo largo de la membrana hasta el punto de máxima amplitud, y viceversa. Este comportamiento está representado en la figura 2.23.

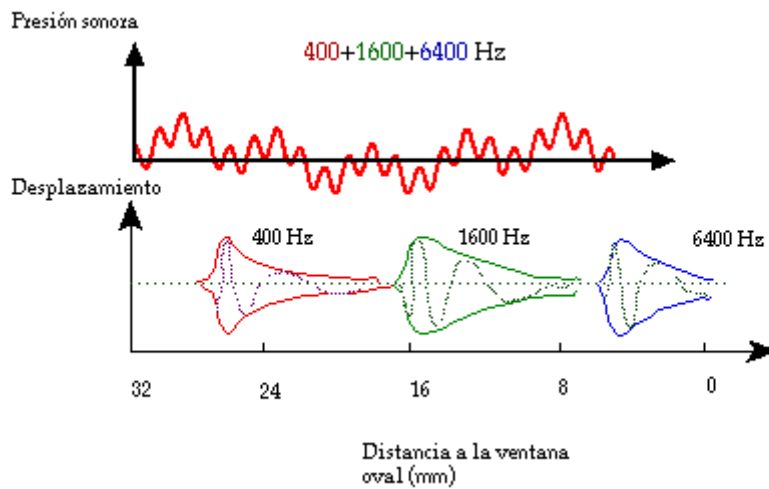


Fig.2 23 Transformación de frecuencia a posición en la membrana basilar(Gil-Loyzaga & Poch-Broto, 2011)

Por tanto, la membrana basilar actúa como un filtro pasabajos de parámetros distribuidos. Así mismo, si se mide la respuesta en frecuencia de un punto dado de la membrana se obtiene una respuesta de tipo pasabanda.

2.2.4.3 Mecanismo de Transducción

La transducción o conversión de la señal mecánica a electroquímica, se produce en el órgano de Corti, el cual, como vimos, se encuentra sobre la membrana basilar.

Al vibrar la membrana basilar, vibra la membrana tectorial, situada sobre el órgano de Corti, que al tener un eje de vibración distinto al de la membrana basilar, se produce un desplazamiento lateral de la membrana tectorial respecto de la basilar. Esto provoca que los cilios de las células ciliares externas, que están en contacto con la membrana tectorial, como se muestra en la figura 2.24, se doblen hacia un lateral

dependiendo de si la membrana basilar se desplaza arriba o hacia abajo en la vibración. A su vez, las células ciliares internas se doblan en la misma dirección que las externas.

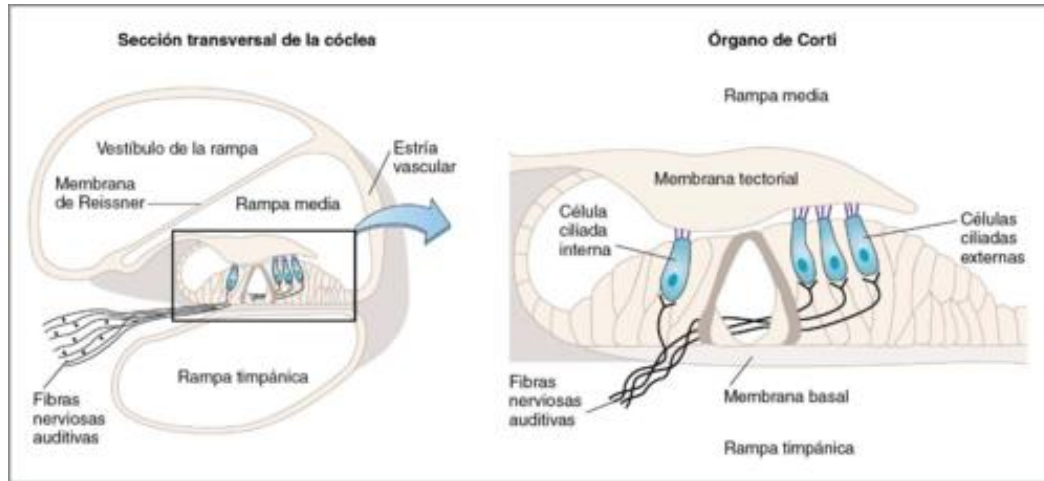


Fig.2 24 Disposición de las CC internas y externas respecto a las membranas tectorial y basilar

[<https://quizlet.com/343020577/proedumed-otorrino-vertigo-flash-cards/>]

En la cóclea se encuentran dos fluidos, la perilinfa y la endolinfa. La composición de la perilinfa es similar a la de otros fluidos del cuerpo, como el líquido cefalorraquídeo, mientras la endolinfa se caracteriza por contener una cantidad muy elevada de iones positivos de potasio (K^+) (Blasco, 2016) Con lo cual, la endolinfa se encuentra en potencial eléctrico ligeramente positivo respecto a la perilinfa.

Así mismo, los movimientos de los cilios en una dirección determinada provocan que la conductividad en la membrana de las células ciliares aumente, (Gil-Loyzaga & Poch-Broto, 2011)

Al existir diferencias de potencial, las variaciones en la membrana modulan la corriente eléctrica que pasa a través de las células ciliares. La

disminución del potencial de las células ciliares internas hace que se activen los terminales nerviosos anexos, lo que crea un impulso nervioso que viaja al cerebro. Si la conductividad de la membrana disminuye, se produce un aumento de potencial en las células ciliadas, lo que inhibe la generación de impulsos. Esto se debe a que los cilios se doblen hacia el lado contrario; disminuyendo el potencial si se doblan a la derecha y aumentándolo si es hacia la izquierda.

Por tanto, de este comportamiento se llega a la conclusión de que la generación de impulsos es un fenómeno probabilístico pues depende en primera instancia del desplazamiento en la vibración de la membrana basilar hacia arriba o hacia abajo, y además la transducción se comporta como un rectificador de media onda, ya que la probabilidad de activación de las fibras nerviosas responde a los desplazamientos positivos de la membrana, y se hace cero en los desplazamientos negativos.

Así pues, las células ciliares internas actúan como los sensores del oído, mientras que las células ciliares externas actúan como músculos que pueden modificar el movimiento en la membrana basilar. Cuando la intensidad de la señal sonora es elevada, el fluido mueve los cilios de las células ciliares internas, sin embargo, cuando la intensidad es baja, el desplazamiento de los cilios de las CCI es muy pequeño como para poder activarlas, entonces es cuando actúan las células ciliares externas, las cuales se alargan aumentando la magnitud de la oscilación. Por tanto, están realizando un proceso de realimentación positiva de energía mecánica actuando como un control automático de ganancia, y con ello aumentando la sensibilidad del oído.

2.2.4.4 Generación de impulsos & Procesamiento a nivel neural

Los impulsos nerviosos que se generan en las terminaciones nerviosas del oído interno contienen información de la amplitud y el espectro de la señal sonora, estando estos parámetros representados por la tasa de impulsos y su distribución en las fibras. Las fibras nerviosas adyacentes transmiten la información al cerebro, donde encuentran estructuras de diferentes grados de complejidad que se encargan de procesar la información recibida, siendo en los centros inferiores del cerebro donde se procesa la información proveniente del oído y se generan las llamadas "sensaciones" a raíz de la información que transmite el nervio auditivo.

2.3 Método de Elementos Finitos

El Método de Elementos Finitos, MEF o FEM, según sus siglas en inglés: Finite Element Method, surgió en los años 40 del siglo XX como técnicas numéricas para encontrar soluciones aproximadas a los problemas de contorno para ecuaciones diferenciales parciales. El MEF se basa en un problema de división de dominio en partes más simples, llamadas elementos finitos, y en el cálculo de métodos variacionales para minimizar una función de error asociada.

Los pilares científicos del MEF son resultado directo de la necesidad de resolver complejos análisis de elasticidad y estructuras en ingeniería civil y aeronáutica. Las primeras publicaciones al respecto se remontan a los trabajos de Hrennikoff en 1941 (Hrennikoff & A., 1941) y Courant en 1943 (Courant R., 1943) . Aunque usan diferentes enfoques en sus investigaciones sobre elementos finitos, ambos utilizan una característica común: la malla de discretización de un dominio continuo en un conjunto

de subdominios discretos. Otras contribuciones matemáticas fundamentales al MEF las encontramos en los libros: "The Finite Element Method in Structural and Continuum Mechanics" de Olgierd Cecil Zienkiewicz y Yau Kai Cheung publicado en 1967 (Zienkiewicz & Cheung, 1967) ; y "An Analysis of the Finite Element Method" de Gilbert Strang y George Fix, publicado por primera vez en 1973 (Strang & Fix, 1973). Desde entonces el MEF ha sido utilizado y generalizado para el modelado y simulación numérica de sistemas físicos en muchas disciplinas de ingeniería como transferencia de calor, electromagnetismo y fluidodinámica.

2.3.1 Aplicación del MEF en el estudio del SAH

Muchas rutinas diarias son llevadas a cabo utilizando el SAH, sin embargo, son numerosos los problemas y desórdenes auditivos que afectan a millones de personas cada año, y el éxito de las estrategias de tratamiento podría aumentar con un mayor entendimiento del comportamiento del sistema auditivo. Un modelo numérico que pueda simular las funciones vitales del sistema auditivo de los pacientes podría ayudar a determinar con mayor precisión problemas clínicos (R. Z. Gan et al., 2011). Además, un modelo numérico ofrece la posibilidad de construir modelos artificiales usando tecnología de impresión tridimensional (3D), lo cual puede ayudar a los cirujanos a crear un plan de intervención o a investigar nuevas técnicas quirúrgicas (Gavin Baker, O'Leary, Barnes, & Kazmierczak, 2005). En general, los modelos propuestos en la literatura existente pueden ser clasificados en dos tipos: geométricos y numéricos. Los modelos geométricos sólo presentan una caracterización espacial del oído interno, mientras que los modelos numéricos llevan a cabo pruebas numéricas.

Los modelos geométricos de la cóclea que encontramos en la literatura en los últimos años pueden ser clasificados de acuerdo al modo de reconstrucción empleado, el cual incluye modelos desarrollados manualmente y modelos desarrollados usando algoritmos automáticos y semiautomáticos. Los modelos desarrollados manualmente son extremadamente más lentos que los modelos desarrollados por algoritmos semiautomáticos, y además, la precisión de la localización de los puntos es mayor con el algoritmo semiautomático.

Como se indicó en el apartado anterior el MEF surgió en los años 40 del siglo XX, pero no fue hasta la década de los 80 de este siglo pasado cuando se aplicó al modelado del sistema auditivo humano. No obstante, algunos componentes del sistema no fueron modelados como Elementos Finitos, en su lugar se representaban como condiciones de contorno simplificadas.

En (García-González, 2013) se presenta una revisión cronológica del MEF en el modelado del oído humano hasta 2011, por ello aquí se realizará un breve resumen de la misma, así como se añadirán las aplicaciones de mayor relevancia realizadas en estos últimos años.

Entre los primeros trabajos publicados, podemos destacar el de (Lesser, Williams, & Lesser, 1988), donde se realiza un análisis estático de un modelo bidimensional del tímpano y del martillo, asumiendo una deformación plana, y cuyas medidas son tomadas de la literatura. Uno de los resultados principales es el cálculo del desplazamiento del umbo en función del Módulo de Young de la Membrana Timpánica. En un trabajo posterior (Williams & Lesser, 1990), presentan un primer modelo en 3D de la Membrana Timpánica, donde usan elementos tipo placa (Shell) y toman como referencia para el modelo medidas obtenidas tanto de la literatura como de cadáveres humanos. En dicho estudio se estudian parámetros como el espesor y la curvatura de la membrana y su efecto en los modos de vibración y en las frecuencias naturales.

Más adelante, Wada (Hiroshi Wada, Metoki, & Kobayashi, 1992) desarrolla un primer modelado del oído medio. En dicha publicación se presenta un modelo 3D que consta de membrana timpánica y cadena osicular sin ligamentos. En el modelo, la cadena osicular rota sobre un eje fijo que une la apófisis anterior del martillo con la apófisis corta del yunque. En este artículo la membrana timpánica se modela con elementos triangulares tipo placa (Shell), con espesor variable (de 0.097 a 0.232 mm), obteniendo el módulo de Young de la membrana timpánica mediante un proceso de calibración del modelo numérico, ajustando los valores del modelo conforme a la respuesta dinámica en frecuencia obtenida de forma experimental en cadáveres de humanos con oídos sanos. El rango de frecuencias tomado alcanza los 3000 Hz, estableciendo un módulo de Young promedio de 3.2×10^7 N/m². La carga de la cóclea se modela como muelles colocados perpendiculares a la placa podal del estribo. En el modelo también se aplica el amortiguamiento de Rayleigh, aunque sólo sobre el tímpano.

Posteriormente se publicó un modelo más completo (Prendergast, Ferris, Rice, & Blayney, 1999). En este estudio los ligamentos y tendones se modelan como elementos tipo viga de masa despreciable y la pars tensa se considera con comportamiento ortotrópico. Los cálculos realizados consisten en la determinación de los desplazamientos del umbo y de la placa podal mediante un análisis armónico usando un rango de frecuencias de 100 a 7000 Hz.

En un trabajo posterior (Koike, Wada, & Kobayashi, 2002), se mejora el modelo de (Hiroshi Wada et al., 1992) añadiendo el ligamento anterior del martillo y posterior del yunque, el tendón del tensor del tímpano, la articulación incudoestapedial y el ligamento anular del estribo. La cadena osicular y sus elementos se modelan como elementos sólidos hexaédricos. Tanto la forma como las dimensiones son obtenidas de fotografías de secciones de diferentes oídos. Se incluye la pars flácida en

el modelo, así como el modelo del Canal Auditivo Externo acoplado al oído medio. El anillo timpánico se modela como el efecto de un muelle lineal y uno torsional sobre cada nodo del contorno del tímpano. Al igual que en el estudio de (Hiroshi Wada et al., 1992), las propiedades mecánicas se determinan mediante el mismo proceso de calibración. Este estudio sólo abarca un rango de frecuencias hasta 7000 Hz, al igual que el estudio anterior, comparándose con un modelo de canal cilíndrico de sección constante. La carga de la cóclea se representa como el efecto de un amortiguador perpendicular a la placa podal, siendo la constante de amortiguamiento determinada mediante la equivalencia de la impedancia acústica de la cóclea y la impedancia mecánica del amortiguador. Los resultados indican la influencia de la forma del canal en el cálculo de la presión en los puntos cercanos al tímpano.

(Kelly, Prendergast, & Blayney, 2003), presentan en 2003 un modelo semejante con canal auditivo externo (CAE), sistema timpánico-osicular con la mayoría de los ligamentos y tendones, y articulación incudoestapedial. Las geometrías de los huesos se obtienen a través de microtomografías, y las del canal auditivo externo y de la membrana timpánica, mediante imágenes de resonancias magnéticas. Para generar el modelo de elementos finitos se utiliza ANSYS, usando las propiedades mecánicas de los modelos anteriores. Los elementos utilizados son fluido acústico, Fluid30, para el canal auditivo externo y tipo placa, Shell93, para el tímpano, donde su espesor varía desde la pars flácida, a 0.1 mm, hasta la pars tensa, a 0.8 mm. Así mismo, se utilizan elementos hexaédricos sólidos (Solid45) para los huesos. Como en el estudio anterior, la carga de la cóclea se representa como el efecto de elementos amortiguadores perpendiculares a la placa podal, siendo la constante de amortiguamiento de 0.717 Ns/m, valor que corresponde con la impedancia mecánica equivalente a una impedancia acústica de 70 GΩ. En los resultados es destacable el pico obtenido próximo a los

4000 Hz de frecuencia, el cual se atribuye a la frecuencia característica del CAE.

Desde entonces, los trabajos más relevantes son los presentados por (R. Z. Gan, Feng, & Sun, 2004; R. Z. Gan et al., 2007; R. Z. Gan, Sun, Feng, & Wood, 2006; R. Z. Gan et al., 2011; Zhang & Gan, 2013). El estudio (R. Z. Gan et al., 2004) presenta importantes innovaciones respecto a los trabajos anteriores, como la de generar un modelo geométrico 3D del sistema completo a partir de imágenes digitalizadas de un hueso temporal utilizando para ello herramientas CAD que usaron previamente para modelar un modelo del oído medio en (R. Z. Gan, Sun, Dyer, Chang, & Dormer, 2002). El sistema se compone de canal auditivo externo, membrana timpánica, cadena osicular, ligamentos, articulaciones y tendones del oído medio, cavidad timpánica y anillo timpánico. La carga de la cóclea se representa como el efecto de un sistema viscoelástico compuesto por 10 amortiguadores de 0.02 Ns/m cada uno y un bloque de masa de 25.5 mg, que actúan de forma perpendicular a la placa podal. Las constantes de amortiguamiento se calculan considerando una impedancia acústica de $20 \text{ G}\Omega$, mientras que la masa del bloque corresponde al volumen del fluido dentro de la cóclea obtenido de la literatura existente. Mediante los resultados obtenidos experimentalmente en (R. Gan, Wood, & Dormer, 2004) se calcularon los valores para el módulo de Young de los ligamentos y tendones, realizando una calibración del modelo numérico. Así mismo, se utilizaron dichos resultados experimentales para la validación del modelo, comparando los desplazamientos del umbo y del estribo para un rango de frecuencias de 200 a 8000 Hz. Puesto que las mediciones experimentales no incluyen el efecto del canal auditivo externo, dicha validación sólo afecta al modelo del oído medio. Otro aspecto destacable del estudio es que utilizaron el mismo coeficiente de amortiguamiento para todos los materiales, apoyándose en la base de

que el amortiguamiento es función del tipo de material y, por tanto, al tener todos la misma composición, deben tener un coeficiente semejante.

Posteriormente, en (R. Z. Gan et al., 2006) se incorpora el coeficiente de absorción de sonido en el acoplamiento fluido-estructura de las paredes del canal auditivo y la membrana timpánica, demostrando con ello la dependencia de la posición de la fuente de sonido sobre la distribución de presión a lo largo del CAE.

La reconstrucción manual de la cóclea fue introducida por (Voie & Spelman, 1995), y desde entonces se crearon modelos manuales adicionales (Ghiz et al., 2001; Hofman et al., 2009; Li et al., 2006; Liu et al., 2007; H Wada et al., 1998). De todos esos estudios, sólo en (Li et al., 2006) se incluyen pruebas en un sistema auditivo humano. Estudios adicionales han construido modelos geométricos usando el software "AMIRA", como en (H. Wang, Northrop, Burgess, Liberman, & Merchant, 2006) y (Meshik, Holden, Chole, & Hullar, 2010). Investigaciones similares en la segmentación y reconstrucción del oído interno humano usando el software AMIRA fueron llevadas a cabo en (WEI, ZHANG, YUAN, & LI, 2015). La investigación en (Lee et al., 2010) combina un modelo manual de cobaya con un algoritmo de optimización semiautomático para el anillamiento de superficies con reconstrucción 3D usando el software AVIZO 6. Otros estudios han utilizado algoritmos más complejos, como la región de crecimiento(Yoo, Ge Wang, Rubinstein, Skinner, & Vannier, 2000); los contornos activos(Yoo, Ge Wang, Rubinstein, & Vannier, 2000); o los grupos de conjuntos de niveles (Diao Xianfen, Chen Siping, Liang Changhong, & Wang Yuanmei, 2005). Los resultados de esos estudios fueron consistentes, y la representación geométrica de un volumen simple fue construido sin distinciones entre conductos. Además, se desarrollaron algoritmos para describir objetos tubulares con secciones transversales no circulares(G Baker & Barnes, 2004). Sin embargo, estudios

posteriores han presentado visualizaciones 3D de cócleas de cobayas en las cuales los tres conductos están diferenciados (Poznyakovskiy et al., 2008), que fue desarrollada con el software AMIRA usando imágenes segmentadas con contornos activos creados mediante el software gratuito “IP Tools”. Posteriormente, (Poznyakovskiy et al., 2011) usó un método de segmentación 3D basado en el muestreo dinámico de un grupo de imágenes 2D. Con su algoritmo fueron capaces de segmentar los tres conductos del oído interno de una cobaya y la escala timpánica de un oído interno humano. Trabajar con imágenes en 2D conlleva algunas complicaciones, ya que la precisión de los datos depende de la calidad de las imágenes. De esta forma, a menor calidad de imagen mayor cantidad de imágenes son necesitadas. En nuestro caso, contamos con 36 imágenes y estimamos necesitar alrededor de 100 imágenes para conseguir la información completa del modelo de la cóclea. En (Noble, Labadie, Majdani, & Dawant, 2011) se propone una técnica que permite la segmentación automática de dos conductos, dicha segmentación está basada en un atlas o mapeado de la cóclea y funciona usando un modelo de entrenamiento con un algoritmo iterativo (algoritmo de modelo de forma activa). La mayoría de los modelos geométricos que utilizan algoritmos semiautomáticos o automáticos se desarrollan en el campo médico.

Un enfoque completamente diferente tiene lugar en el desarrollo de modelos numéricos basados en el método de elementos finitos (MEF); todos esos modelos son modelos manuales basados en aproximaciones geométricas, y se resumen en (Kikidis & Bibas, 2014). Uno de los primeros modelos tridimensionales de la cóclea (Lim & Steele, 2002) mostraba una cóclea desenrollada con dos cámaras separadas por una membrana basilar con elementos activos, siendo el propósito de este modelo el estudio del fenómeno de creación y transmisión de ondas sin considerar los detalles geométricos. El primer modelo destacable de cóclea

enrollada (Givelberg & Bunn, 2003) consiste en una aproximación mediante un cilindro espiral enrollado, basado en el método de borde sumergido (*immersed boundary method*), similar a trabajos previos, y enfocado en la propagación de ondas en la membrana basilar.

No fue hasta (R. Z. Gan et al., 2007) cuando se incluye por primera vez en el sistema un modelo de la cóclea, en lugar de ser representada como efecto de amortiguadores, acoplada a la placa podal del modelo anterior a través de la ventana redonda. Dicho modelo consta de escala vestibular, escala timpánica, membrana basilar, helicotrema, ventana oval y ventana redonda. Al realizar un nuevo proceso de calibración del modelo numérico añadiendo el efecto de la cóclea, se modificaron los valores de la rigidez de algunos ligamentos y tendones respecto a los obtenidos en el modelo anterior.

En (R. Z. Gan et al., 2011) presentan un modelo de la cóclea más realista, siendo éste un modelo enrollado y, además, los tejidos biológicos del oído medio se modelan con propiedades viscoelásticas, obteniendo respuestas sutilmente superiores a las obtenidas con propiedades lineales, a altas frecuencias.

Ambos modelos (R. Z. Gan et al., 2007, 2011) del oído interno son aproximaciones desarrolladas con datos obtenidos de mediciones *in situ*.

En (X. Wang et al., 2014) se presenta un modelo de cóclea introduciendo innovadores elementos activos en la membrana basilar; además, la cóclea se muestra desenrollada, y su reconstrucción sigue el mismo proceso presentado por (R. Z. Gan et al., 2007). Estudios adicionales han desarrollado modelos de elementos finitos del oído interno y llevado a cabo simulaciones numéricas, como simulaciones calóricas (Shen et al., 2013) o análisis dinámicos (Yao, Ma, & Huang, 2013).

En (X. Wang et al., 2016) se presenta un modelo de elementos finitos que consiste en canal auditivo, oído medio y cóclea enrollada. Para su

construcción fue utilizado el software de CAD, SOLIDWORKS, de donde extrajeron los puntos de interés de los contornos para, después, exportarlos a ANSYS.

En (Mangado et al., 2016) se presenta un modelo geométrico del oído interno construido a partir de los datos adquiridos mediante el escaneo de tomografías microcomputarizadas del oído interno de 17 cadáveres humanos, siendo los datos segmentados manualmente.

Hasta la fecha, no se ha desarrollado ningún modelo que permita el modelado automático de la geometría del oído interno con un subsecuente modelo numérico usando el método de elementos finitos. Una de las contribuciones originales de este trabajo es un método completo combinando un nuevo algoritmo semiautomático que utilice información geométrica de un conjunto de imágenes paralelas en 2D de secciones histológicas, mediante procesamiento de imágenes, para crear un modelo numérico. Estas secciones histológicas son tomadas sólo en la coordenada X. Hubiera sido interesante obtener secciones histológicas en Y y Z para poder comparar los resultados de cada una de ellas.

En los últimos años, las investigaciones han tomado distintos rumbos, dejando a un lado la mejora de los modelos geométricos, dedicándose algunos al estudio de la transmisión del sonido en el oído, tanto por vía ósea como por vía aérea (Gonzalez-Herrera & Olson, 2015; Homma, Du, Shimizu, & Puria, 2009; Homma, Shimizu, Kim, Du, & Puria, 2010) así como la Energía Absorbida y Refleja por el sistema auditivo (X. Wang et al., 2016; Zhang & Gan, 2013), para determinar los diferentes desórdenes del oído humano.

2.4 Métodos de reconocimiento de problemas o distorsiones en SAH

2.4.1 Audiometría

Estudios recientes apuntan a la Audiometría y en especial a la Audiometría Tonal de Alta Frecuencia como instrumento para el diagnóstico precoz de daños auditivos causados por algunos agentes etiológicos principales, como envejecimiento y exposición a drogas ototóxicas y a elevadas intensidades de ruidos.

Existen dos tipos de audiometrías, audiometría tonal por vía aérea, para conocer el umbral de audición del sujeto, y audiometría tonal por vía ósea, la cual permite medir la capacidad auditiva del oído interno.

La transmisión sonora por vía aérea se realiza colocando auriculares en el pabellón auditivo del sujeto, mientras que la transmisión sonora por vía ósea se hace colocando un vibrador en la apófisis mastoides. El estudio comprende un rango de frecuencias de 150 a 8000 Hz y una intensidad de -10 a 120 dB.

Su objetivo final es buscar para cada frecuencia, la intensidad requerida para alcanzar el umbral de audición del sujeto. Los resultados de la audiometría se representan mediante una gráfica audiométrica Hz-dB.

Mediante la interpretación del audiograma (Figura 2.25) se pueden establecer cinco posibilidades diagnósticas (Díaz Caparrós & Balanza Galindo, 1999):

- Audición normal: Las curvas obtenidas por vía aérea y vía ósea se superponen, de forma que los umbrales mínimos de audición a todas las frecuencias no superan los 20 dB.

- Hipoacusia de transmisión o conducción: La curva de vía ósea se encuentra a nivel normal mientras en la de vía aérea existe un descenso. Afecta a las frecuencias de tonalidad grave y media. Son consecuencia de anomalías o lesiones en el canal auditivo externo, la membrana timpánica, cadena osicular y trompa de Eustaquio.

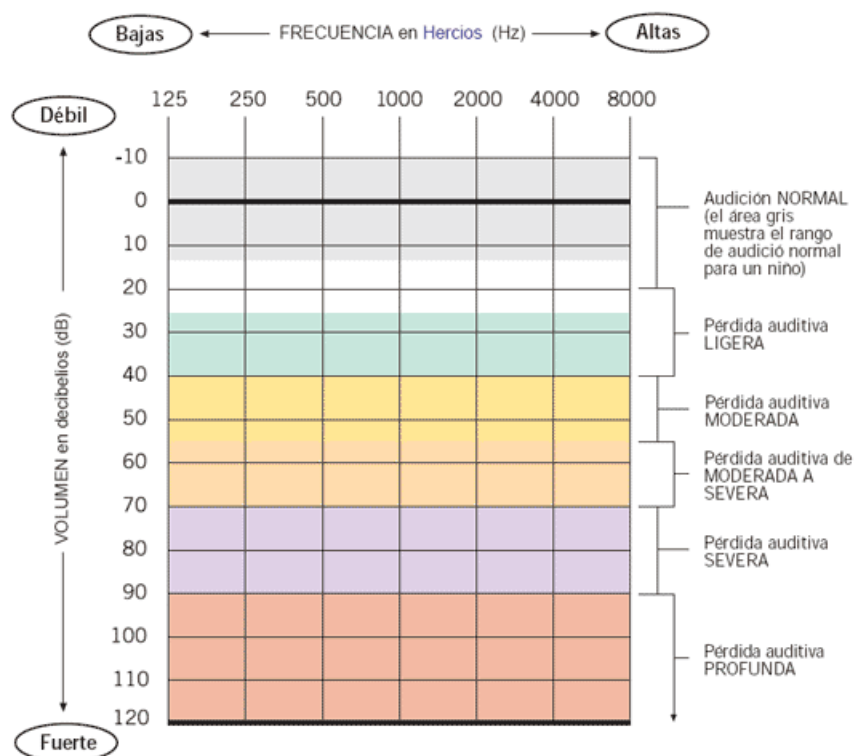


Fig.2 25 Audiograma

[<http://www.visualcentermadhu.com/blog/como-interpretar-una-audiometria/>]

- Hipoacusia de percepción: Hay un descenso de ambas curvas, ósea y aérea, superpuestas respecto de la normalidad. Dependiendo de su morfología tiene distintos diagnósticos: traumatismo sonoro, presbiacusia o enfermedad de Menière.

- Hipoacusia mixta: Combinación de las dos anteriores. Normalmente predomina una sobre otra.
- Falsa curva o curva fantasma: Se considera falsa aquellas curvas que en la vía aérea en la zona de 50-60 dB esté más baja que la de la vía ósea del lado opuesto, así como la vía ósea del oído estudiado esté 10-15 más baja que la vía ósea del oído opuesto. En la figura 2.26 encontramos un ejemplo de esta curva.

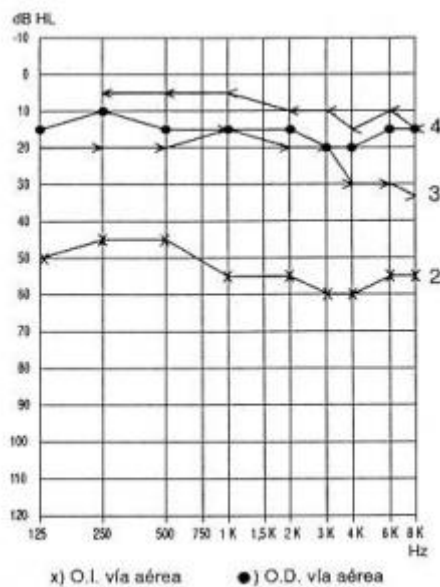


Fig.2 26 Ejemplo de audiograma de curva fantasma (NTP 285:
Audiometría tonal liminar: vía ósea y enmascaramiento, n.d.)

2.4.2 Impedanciometría

La impedancia acústica se conoce como la oposición que presenta el oído medio al paso del sonido. La impedanciometría es un estudio audiológico cuyo objetivo es la medida de las impedancias del sistema auditivo, especialmente del oído medio. La medida de las impedancias se hace mediante un impedanciómetro, el cual obtiene información

sobre la presión en el oído medio, la movilidad e integridad de la membrana timpánica y su efecto sobre la cadena osicular. Para realizar el estudio completo, se realizan conjuntamente un estudio del reflejo estapedial y una timpanometría. El reflejo estapedial consiste en la contracción del músculo del estribo frente a sonidos muy fuertes, disminuyendo la movilidad de la cadena osicular, provocando un aumento de la impedancia. Por su parte, la timpanometría, como veremos más adelante, consiste en la movilidad de membrana timpánica debido a los cambios de presión.

Para realizar el estudio se introduce una sonda en el canal auditivo externo, de forma que lo sella herméticamente. Mediante una bomba se calibra la presión en el conducto auditivo y se emite un tono a baja frecuencia e intensidad constante, el cual es absorbido por la membrana timpánica y la cadena osicular hacia el oído interno. Cuando la presión en la cavidad artificial es igual a la de la cavidad timpánica, la impedancia es mínima en oídos sanos.

La impedanciometría es de gran utilidad para detectar déficits auditivos como tumor en el oído, otitis media, alteración en el contacto de la cadena osicular, otosclerosis, tímpano perforado, cicatrización de la membrana timpánica y afecciones de la trompa de Eustaquio.

2.4.3 Timpanometría o Admitanciometría

La timpanometría es la medida de la admitancia acústica del oído, medido en el conducto auditivo externo cuando lo sometemos a variaciones de presión gaseosa. Es la medida de la movilidad del sistema tímpano-cadena osicular, siendo la unidad utilizada para su determinación el mm de H₂O.

La admitancia máxima está asociada a la movilidad óptima del sistema, obteniéndose cuando la membrana timpánica está en equilibrio, es decir, cuando la presión a ambos lados de la membrana timpánica es la misma.

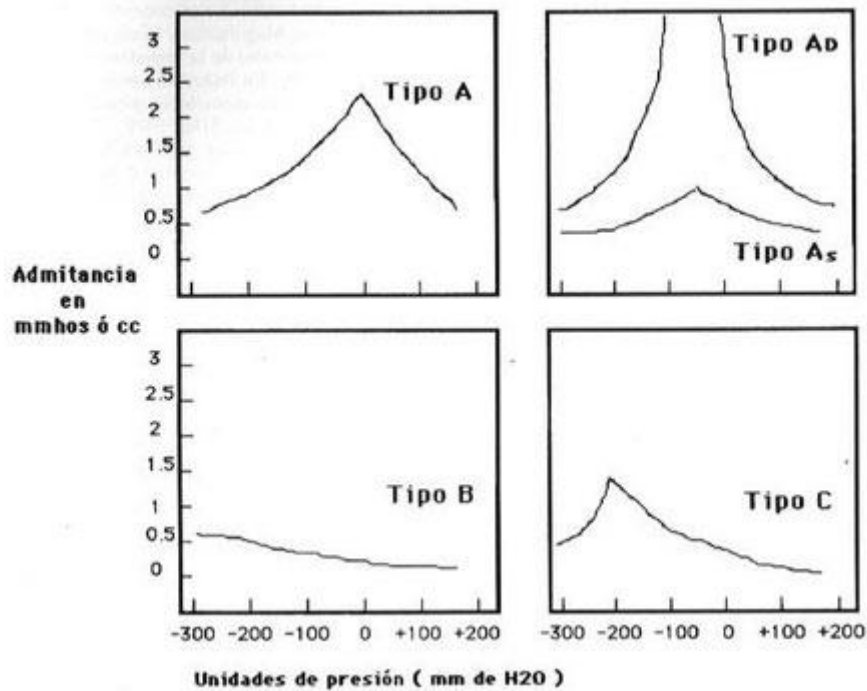


Fig.2 27 Patrones timpanométricos [https://www.centroauditivo-valencia.es/2015/06/16/timpanometría-estudio-de-la-compliance-o-admitancia-del-tímpano/]

Existen cinco tipos de patrones timpanométricos, que se muestran en la Fig. 2.27:

- Tipo A: Corresponde a la normalidad, siendo el punto de admitancia máxima a la presión de 0 mmH₂O y la admitancia estática entre 0.2 y 1.4 cc.
- Tipo AD: Corresponde a tímpanos cicatriciales hipermóviles con membranas neoformadas, discontinuidad de la cadena osicular o tímpanos hipermóviles.

- Tipo AS: Corresponde a otosclerosis debido a un aumento de rigidez del sistema.
- Tipo B: Corresponde a la existencia de una perforación timpánica o a un aumento muy significativo de la impedancia del sistema. Para distinguir entre ambos casos, se recurre al volumen del conducto auditivo externo, si el volumen es normal corresponde a la presencia de líquido en el oído medio, como sucede con la otitis secretora. En el caso en que el volumen sea de 2 cc en niños o 2.5 cc en adultos, indica la perforación de la membrana timpánica
- Tipo C: Corresponde a hipopresión aérea en el oído medio, asociada a una obstrucción en la trompa de Eustaquio, impidiendo la ventilación apropiada del oído medio.

2.4.4 Energía Absorbida o Energía Reflejada

A lo largo de los últimos cuarenta años se han desarrollado números estudios para utilizar la energía reflejada (ER) como medida acústica (Stinson, Shaw, & Lawton, 1982), y posteriormente la energía absorbida (EA), además de como identificadores de los desórdenes producidos en el canal auditivo (Allen, Jeng, & Levitt, 2005; Ellison et al., 2012; Keefe, Bulen, Arehart, & Burns, 1993; N. Shahnaz & Shaw, 2010; Zhang & Gan, 2013).

(Rosowski et al., 2012) realiza un estudio comparativo de ER con otras medidas acústicas como audiometría, velocidad del umbo y timpanometría en una población de 58 adultos con capacidad auditiva normal. Al tratar con una población muestra el ancho de banda que

definiría la ER de una población media. Sin embargo, este estudio hace hincapié en que no es fácil definir una “población normal”, pues en (N. Shahnaz & Shaw, 2010) y (Navid Shahnaz & Bork, 2006), se aprecian notables diferencias al trabajar con una población caucásica, la primera, y un grupo étnico chino, la segunda, teniendo ésta menor ER.

Sin embargo, sólo (R. Z. Gan, Cheng, Dai, Yang, & Wood, 2009; Zhang & Gan, 2013) han utilizado un modelo de Elementos Finitos bastante completo para determinar los valores de la EA por el oído interno, y posteriormente, validarlos con datos experimentales. La validación se hizo en función de datos experimentales de “oídos normales” o sanos, aunque reconoce que necesita mejoras el estudio. No obstante, como demostró (Rosowski et al., 2012) no es fácil determinar qué es un “oído normal”.

En nuestro estudio se ha buscado determinar cómo influyen los diferentes elementos que componen el Sistema Auditivo Humano (SAH) en la transferencia del sonido y con ello, la determinación de la EA y ER. De esta forma, se han estudiado y comparado tres modelos (Fig.5.1): un primer modelo compuesto por el canal auditivo externo (CAE) y la membrana timpánica (MT); un segundo modelo formado por el CAE, MT, cadena osicular (CO) y cóclea simplificada, simulada por un sistema amortiguador-masa-amortiguador; y un tercer modelo compuesto por CAE, MT, CO y cóclea completa con vestíbulo y canales semicirculares. (Gonzalez-Herrera & Olson, 2015) estudió la transmisión de sonido en el Oído Medio utilizando un modelo de EF, demostrando que los movimientos de la MT son resultado de las resonancias mecánicas. Sin embargo, su modelo de cóclea es mucho más simple, asemejándola a un tubo recto. Para nuestra investigación se ha utilizado como modelo de SAH completo y con cóclea completa el expuesto en el artículo previo (Castro-Egler & García-González, 2017), en el cual se desarrolló un modelo del SAH completo, mediante un software semiautomático, donde la cóclea se asemeja perfectamente a la realidad con las tres

escalas bien definidas, a diferencia del propuesto por (Zhang & Gan, 2013). Para los modelos primero y segundo se han utilizado los expuestos en (García-González, 2013).

La técnica de energía reflejada de forma experimental consiste en la introducción de una onda sonora en el oído que es transmitida por el canal auditivo externo y la membrana timpánica. Parte de la energía es absorbida por el oído medio y la cóclea y el resto es reflejado hacia el exterior. Esta energía reflejada, ER, se define como el cuadrado de la presión reflejada $|R(f)|^2$, que representa el ratio de energía sonora reflejada por la membrana timpánica de la energía sonora incidente a una frecuencia específica f . El rango de valores de ER va de 1 a 0, de forma que 1 corresponde al supuesto en que toda la energía sonora incidente es reflejada y 0, a que toda la energía sonora incidente es absorbida. De esta forma se puede determinar el valor de la energía absorbida EA como $1-ER$. Así pues, la ER y la EA se usan como indicadores del poder del oído medio para transferir sonidos (Ibraheem, 2014).

En esta técnica se utiliza un rango de frecuencias normalizado de 200 a 8000 Hz usando una intensidad de onda sonora para el estímulo de 65 dB, a presión ambiente. Los estudios demuestran que la mayor parte de la energía incidente se refleja al canal externo en un rango de frecuencias por debajo de 1000 Hz o por encima de 10000 Hz, y que los umbrales de audición por debajo de 1000 Hz y por encima de 4000 Hz son los más pobres. Finalmente se ha demostrado que el 50% de la energía acústica es transmitida al oído medio en un rango de frecuencias de 1000 a 5000 Hz, siendo en este supuesto donde se alcanzan los valores máximos de EA, cercanos al 1, y por tanto, mínimos de ER, cercanos al 0 (Allen et al., 2005).

Esta técnica sirve como indicador para diagnosticar desórdenes auditivos como la otosclerosis (Ibraheem, 2014), otitis media (Hunter, Bagger-

Sjöbäck, & Lundberg, 2008), otitis media con efusión, discontinuidad osicular, otosclerosis, membrana timpánica hipermóvil, perforación en membrana timpánica y pérdida auditiva neurosensorial bilateral (Feeney, Grant, & Marryott, 2003), y se podrán más en el futuro.

Para terminar con este capítulo, remarcaremos que esta última técnica tiene importantes ventajas sobre los métodos anteriores: no le afecta la forma o propiedades del canal auditivo externo ni la localización de la sonda en el mismo, por lo que no depende del paciente, como pasa en la audiometría; está más relacionado con la sensibilidad auditiva que con la immitancia acústica; puede realizarse a presión distinta de la ambiente, al contrario que con la timpanometría; y por último, a la ER o a la EA no les afecta la posición de la sonda ni las ondas estacionarias en el CAE, mientras que las mediciones de admitancia e impedancia se ven afectadas por ellas (Allen et al., 2005) (Margolis, Saly, & Keefe, 1999).

3 Algoritmo Semiautomático del modelado 3D de EF de la Cóclea

En el presente capítulo se expone cómo se ha desarrollado el algoritmo semiautomático para el modelado en 3D de la cóclea, así como del vestíbulo y los canales semicirculares. En un primer punto se explica el método utilizado para su realización. A continuación, se explican las geometrías de cada uno de los sistemas que componen la cóclea y sus tres escalas, escala timpánica, escala vestibular y escala media; membrana de Reissner, membrana basilar, así como el resto de los sistemas del oído interno; vestíbulo y canales semicirculares, ventana oval y ventana redonda. El capítulo se cierra con los resultados obtenidos en los modelos numéricos de EF de cada uno de los sistemas desarrollados.

3.1 Métodos y Modelado

Nuestro modelo de elementos finitos se elaboró mediante el software de simulación ANSYS. El nivel geométrico más básico se encuentra en los puntos que se usan como base para reconstruir cualquier modelo. Se consideró posible reconstruir el sistema mediante una nube de puntos “relevantes”, que son los puntos que corresponden al sistema coclear. De esta forma, primero obtuvimos mediante el software MATLAB una nube de puntos que describen el oído interno, que se importó a ANSYS, y con ella intentamos crear un modelo numérico basado en la nube de puntos. El modelo creado está formado por tres sistemas: cóclea enrollada, vestíbulo y conductos semicirculares. Esta división se debe a diferencias en la geometría y a la complejidad de las estructuras internas. Por tanto, el procedimiento para obtener la información descriptiva o los puntos relevantes es diferente para cada sistema.

El modelo geométrico 3D se crea desde 36 puntos seleccionados en el plano axial de las secciones histológicas (0.4 mm de grosor) que son obtenidas usando el software gratis 3D Surface Viewer (X. Wang et al., 2014). Algunos estudios han demostrado que es posible el estudio del oído interno usando tomografías microcomputarizadas (CT), como las mostradas en la Figura 4.1. Sin embargo, aparecen problemas cuando trabajamos con las imágenes de tejidos blandos, particularmente con las membranas de la cóclea (Lane, Witte, Driscoll, Camp, & Robb, 2004; Lane et al., 2005; Uzun, Curthoys, & Jones, 2007; Vogel, 1999).

3.1.1 Obtención de la nube de puntos: Tratamiento de la Imagen

El método para obtener la nube de puntos se divide en dos procesos. Primero, se crea una función en MATLAB para obtener la matriz de la

imagen, utilizando la toolbox "*Image Processing*" de MATLAB, de un conjunto de tomografías que contienen información de los contornos de la estructura ósea de la cóclea, vestíbulo y canales semicirculares, y ésta se analiza para detectar y mejorar los bordes usando los algoritmos de procesamiento de imágenes de la toolbox de MATLAB "*Image Processing*", como son `imread()` para leer las imágenes, `imcrop()` para recortarlas, `medfilt2()` para realizar el filtrado o `rgb2grey()` para convertir las imágenes a escala de grises; y detección de bordes `edge()` usando el método *Canny*. Dicha función consiste en los siguientes pasos:

- Determinar el origen del sistema de coordenadas global, el cual es un sistema Cartesiano 3D cuya única restricción es que uno de los planos principales debe de ser paralelo a las imágenes (XY). Para ello lo primero que se hace es determinar el marco, es decir, la

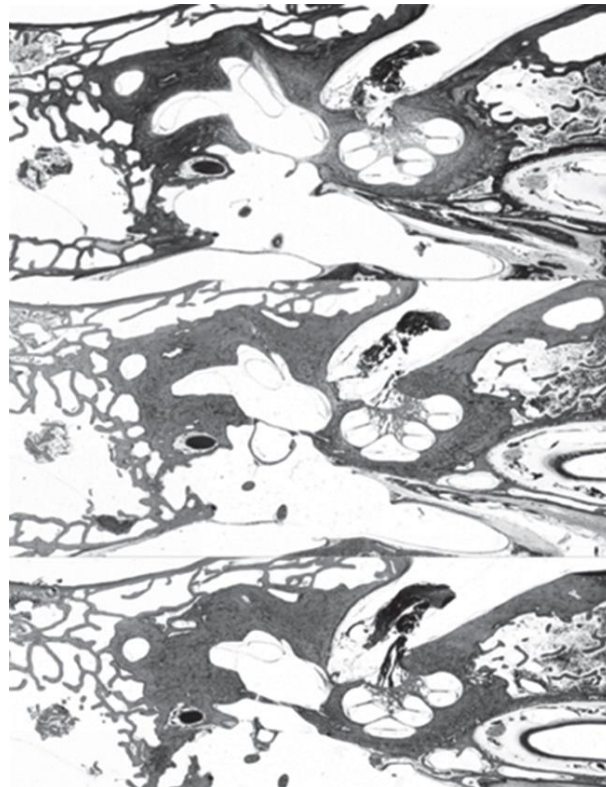


Fig.3 1 Tomografías iniciales. Modelo virtual 3D de huesos temporales humanos.

parte de las tomografías donde se reúne toda la información necesaria para obtener la geometría de nuestro modelo. Este marco lo determinamos a partir de la "tomografía 18", en nuestro caso, pues es donde se ve claramente la ubicación de nuestros tres sistemas de estudio. El marco obtenido se aplica a todas las tomografías, recortando todas en ese tamaño y por la misma ubicación. Por tanto, cada imagen posee las posiciones X e Y desde un mismo punto inicial $[x_1, y_1]$ determinado por el marco. A continuación, se guardan las imágenes de todas las tomografías enmarcadas en una matriz de tres dimensiones, donde la X y la Y ya están determinadas por el marco, y la Z es la correspondiente a distancia correlativa entre las distintas tomografías, siendo ésta de 0.4mm. De esta forma, el origen de coordenadas global será el punto $[x_1, y_1, z_1]$ de nuestra matriz de tomografías enmarcadas.

- Obtener la escala de las imágenes en píxeles/mm. Cada imagen procesada posee una escala gráfica; por tanto, el número de píxeles que la forman se puede contar. La escala de la tomografía depende de la máquina utilizada para realizarla. En nuestro caso, todas las tomografías tienen la misma escala. Para obtenerla, se ha realizado una función que obtiene de forma automática la escala de la tomografía introducida. En la "tomografía 25" aparece representada claramente la escala gráfica. Dicha función extrae la escala, cuenta los píxeles y finalmente determina la escala devolviendo como parámetro los píxeles/mm.
- Filtrar las imágenes para destacar las estructuras de los huesos. El operador Canny ha mostrado los mejores resultados en la detección de límites de contorno (Fig.3.1). Este operador detecta los contornos con precisión, aunque tiende a borrar las estructuras más finas, como la membrana de Reissner, cuando la resolución de

la imagen es baja.

El segundo proceso consiste en crear tres algoritmos para obtener la nube de puntos que describe cada uno de los tres sistemas de la pila de imágenes con bordes mejorados: cóclea, vestíbulo y canales semicirculares, y es lo que se explicará a continuación.

3.1.1.1 Modelo Geométrico de la Cóclea

La cóclea tiene forma de coloide; por tanto, es necesario crear un método para modelarla. La mayoría de los algoritmos para la segmentación de objetos tubulares con secciones no circulares encontrados en la literatura indican que el mejor método de obtener un modelo geométrico de la cóclea es segmentar sus cámaras mediante secciones que son transversales al eje axial principal de la cóclea. El algoritmo recolecta puntos que pertenecen al laberinto óseo de la cóclea y forman parte de las secciones transversales a la dirección axial de la cóclea.

Lo primero que hay que hacer es definir los planos que contienen las secciones transversales. Estos planos son oblicuos. Para ello, se utilizan el conjunto de tomografías que corresponden al rango de planos máximo a mínimo, paralelos al plano XY del eje de coordenadas global, que incluyen la sección de la cóclea definida por cada tramo del eje axial que recorre la cóclea que se quiere definir con esa sección transversal $[X_{min}, X_{max}, Y_{min}, Y_{max}]$. Con la Figura 3.2 podemos entender mejor el método utilizado. En a) se ve la tomografía que pertenece al plano XY global que cortaría con el inicio del tramo del eje axial de la cóclea (tomografía 18), y en la b) la tomografía que pertenece al final del tramo

(tomografía 13). Por tanto, para definir el plano local de esa sección transversal tomamos las tomografías que pertenecen al rango [13-18], en nuestro caso.

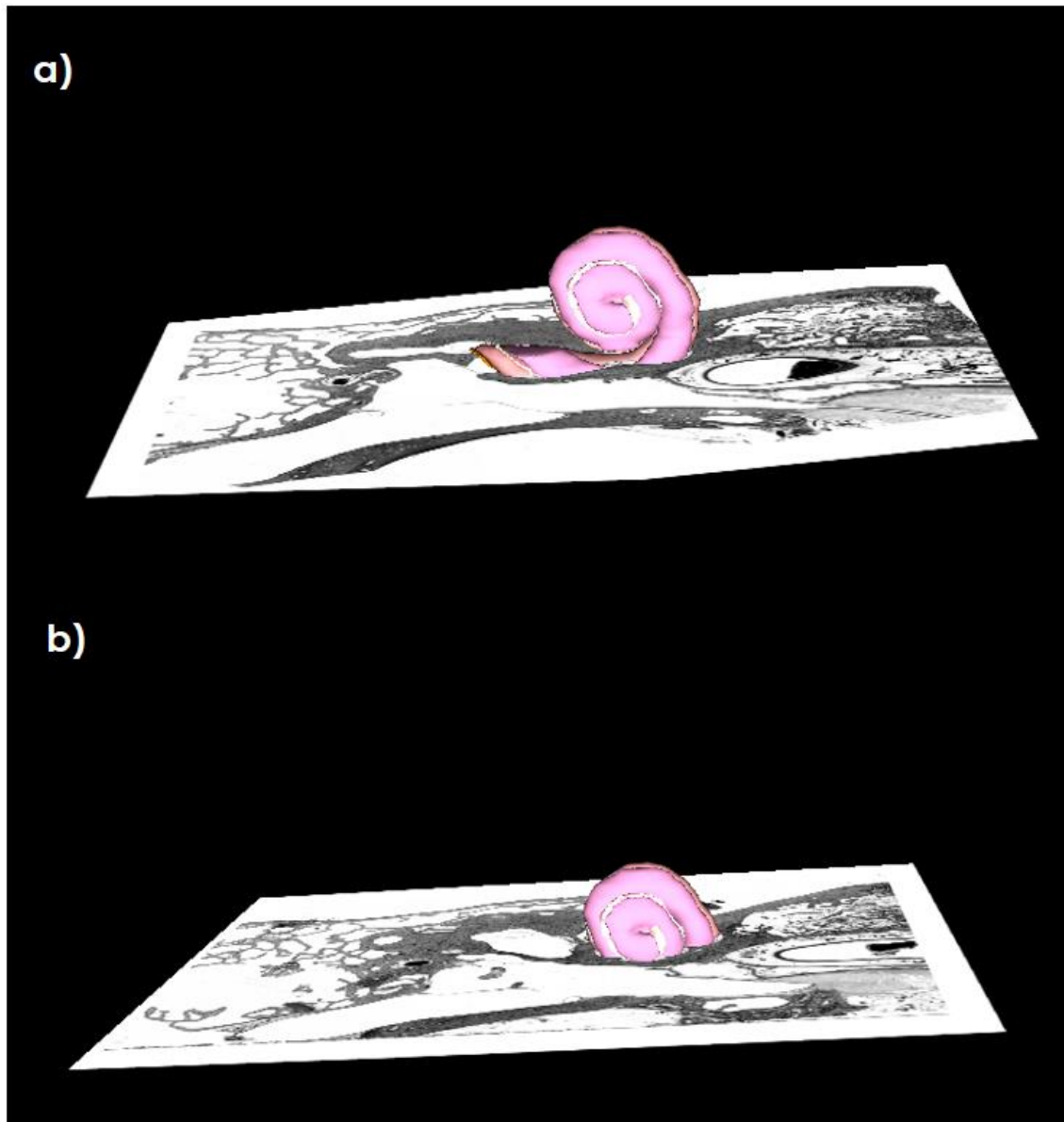


Fig.3 2 Definición de las tomografías tomadas para definir un plano que contenga la sección transversal a un tramo definido del eje axial de la cóclea. a) Tomografía inicial; b) Tomografía final. [Imágenes extraídas del software EPL-3D Viewer Model of a Human Temporal Bone]

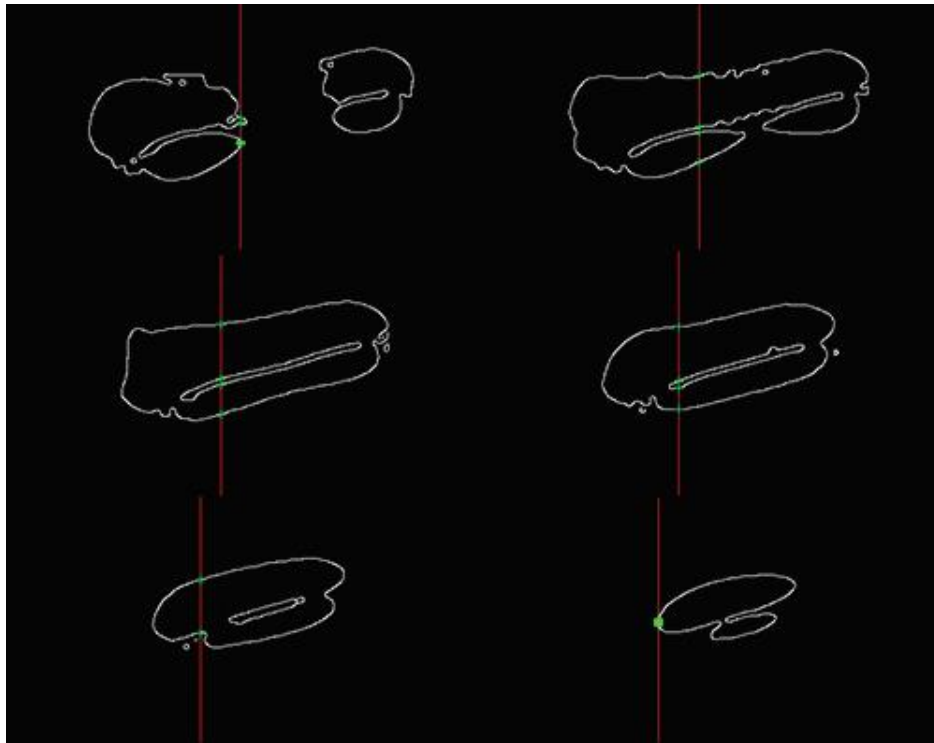


Fig.3 3 Obtención de los puntos de intersección (puntos verdes) a partir de las líneas de intersección entre el plano local de la sección y las tomografías pertenecientes al grupo (líneas rojas).

Posteriormente, se seleccionan dos líneas de intersección con este grupo de tomografías $[Y_{min}, Y_{max}]$, para construir el plano local de la sección transversal. Estas líneas están representadas como líneas rojas en la Figura 3.3.

Finalmente, se obtienen los puntos de intersección entre esas líneas y los contornos de los huesos previamente preparados, los cuales están representados como puntos verdes en la Figura 3.3. Se han seleccionado los planos máximo y mínimo a lo largo de los cuales se encuentra una sección transversal; por lo tanto, los puntos obtenidos pertenecen a los bordes de los huesos que se encuentran en magnitud real en las imágenes procesadas, y no es necesario realizar interpolaciones para obtener información sobre los puntos de las estructuras óseas.

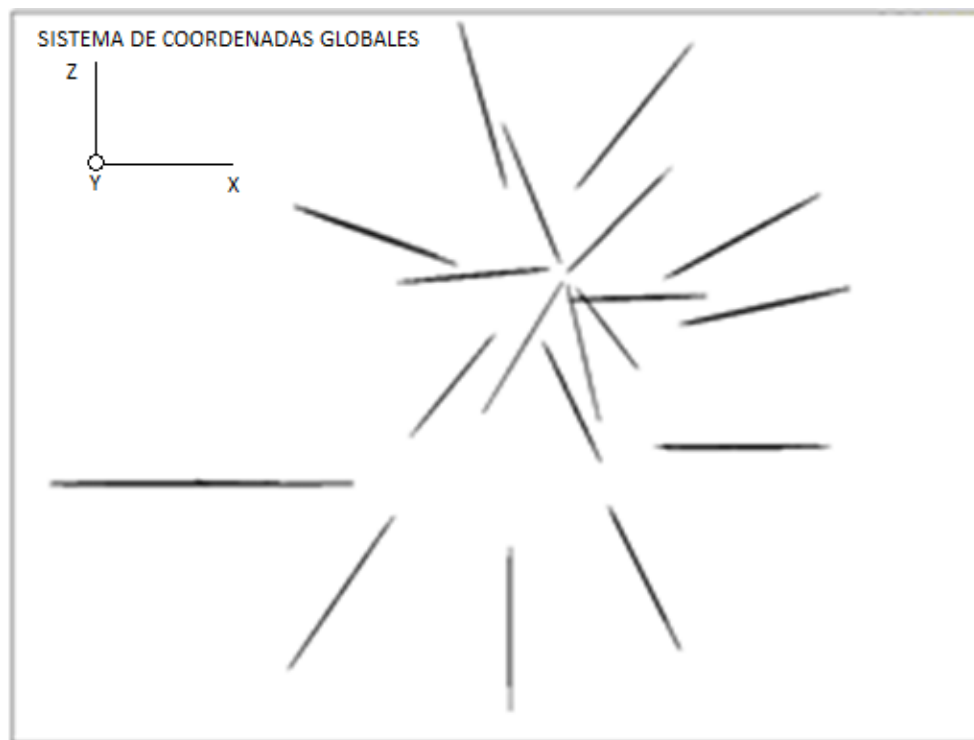


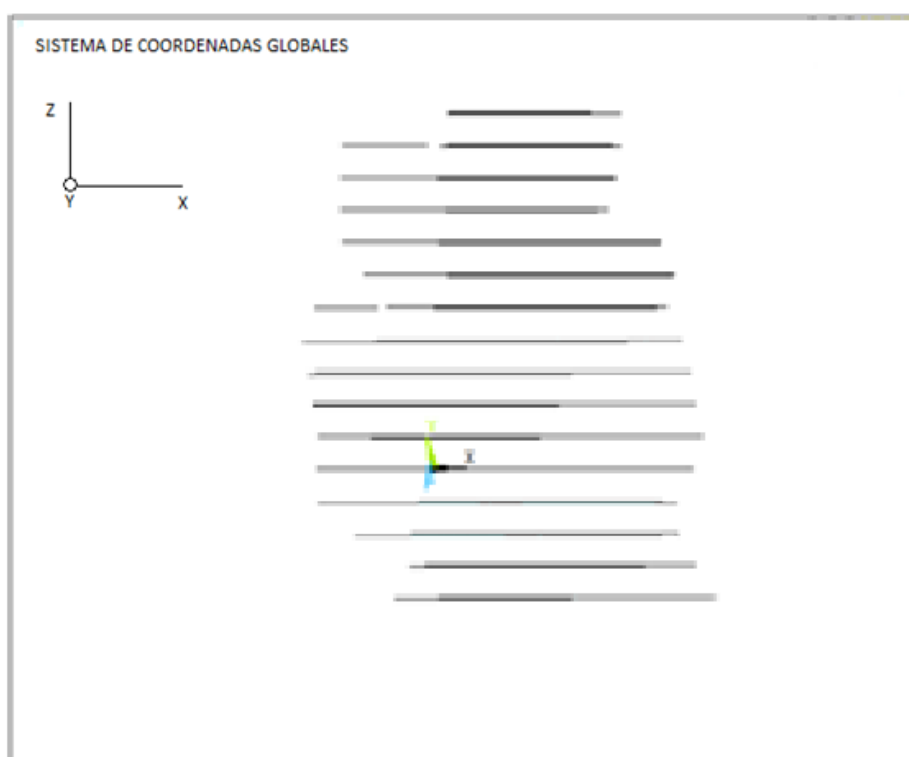
Fig.3 4 Secciones transversales al eje axial de la cóclea obtenidas a partir de los planos locales transversales

En la Figura 3.4 se pueden ver cada una de las 20 secciones transversales al eje axial de la cóclea obtenidas mediante el método descrito. Nótese que, en todos los planos locales transversales, el eje Y de sus coordenadas locales es paralelo al eje Y de las coordenadas globales.

Este método también elimina el proceso de cálculo de la trayectoria principal de la cóclea para obtener el modelo coclear, el cual se requiere en los modelos de (G Baker & Barnes, 2004; Poznyakovskiy et al., 2011; Yoo, Ge Wang, Rubinstein, Skinner, et al., 2000a; Yoo, Ge Wang, Rubinstein, & Vannier, 2000b). En total, se requieren 20 secciones transversales para crear un modelo completo de la cóclea.

3.1.1.2 Modelo Geométrico del Vestíbulo

De forma similar a la cóclea, la geometría del vestíbulo se obtiene mediante determinación de puntos en las imágenes. Sin embargo, el vestíbulo no ha sido modelado usando secciones transversales, sólo secciones longitudinales; por tanto, los puntos se obtienen por medio de mediciones de magnitudes reales de los contornos de 16 planos de la matriz imagen, uno de los cuales se muestra en la Figura 3.6. De esta forma, el vestíbulo se define por 16 planos paralelos, con sus consecuentes secciones paralelas, que se muestran en la Figura 3.5, y la unión de esas secciones produce 15 volúmenes, los cuales son usados para formar el vestíbulo.



**Fig.3 5 Secciones longitudinales que definen el
vestíbulo**

Así mismo, se obtienen imágenes de puntos con la zona límite entre el vestíbulo y los huesecillos (ventana oval), representado como una línea

roja en la Figura 3.6, y con las zonas de unión entre el vestíbulo y los canales semicirculares, este último representado como una línea verde en la Figura 3.6.

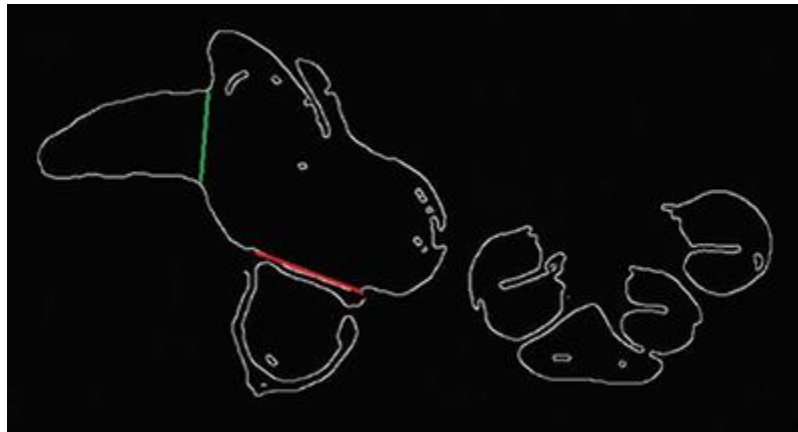


Fig.3 7 Contorno de los huesos de los tres sistemas: vestíbulo, cóclea y canales semicirculares. Línea verde: unión de zonas entre el vestíbulo y los canales semicirculares. Línea roja: zona límite entre el vestíbulo y los huesecillos (ventana oval).

3.1.1.3 Modelo Geométrico de los Canales Semicirculares

Los canales semicirculares son el tercer subsistema de este análisis, y han sido modelados para completar la geometría del oído interno. Éstos se desarrollan a partir las secciones iniciales obtenidas en el modelo del vestíbulo. Se deben determinar las trayectorias correspondientes de cada canal semicircular; para ello, se han obtenido un centroide y un módulo de cada área visible en las imágenes, como podemos ver en la Figura 3.7. Los centroides y las áreas se obtienen utilizando la función *regionprops()* de la toolkit de MATLAB “*image processing*” habiendo procesado previamente la imagen usando las funciones *edge()*, *rgb2grey()* y *medfilt2()*. Estos datos serán usados en el modelo de

elementos finitos en ANSYS para definir la geometría de los canales semicirculares mediante splines y una función de crecimiento.

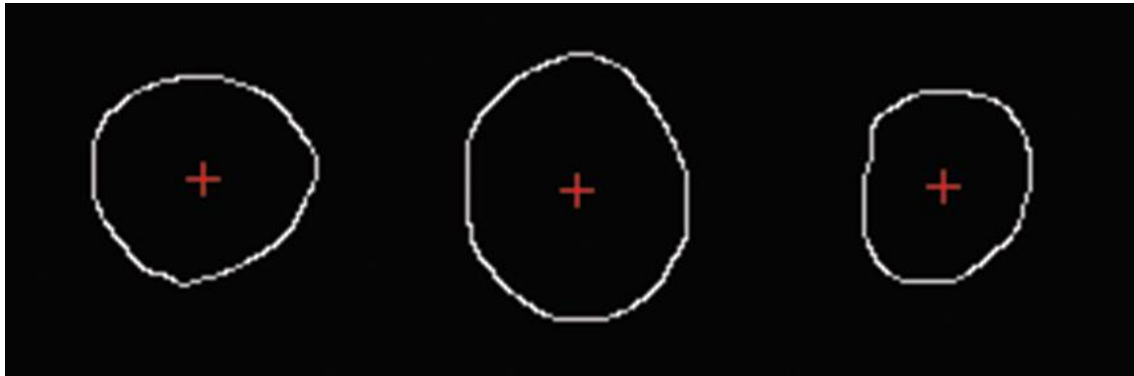


Fig.3 8 Contornos y centroides (puntos rojos) de las secciones transversales de los tres canales semicirculares.

3.1.2 Modelado de Elementos Finitos

El modelo numérico de la cóclea está formado por cinco estructuras de interés: tres cavidades formadas por elementos tipo fluido (escala vestibular SV, escala timpánica ST, y escala media SM) y dos membranas formadas por elementos tipo sólido (membrana basilar BM, membrana de Reissner RM).

Sección por sección, los puntos que pertenecen a la estructura ósea de la cóclea y a las 20 secciones recogidas en MATLAB se importan a ANSYS. Se crea primero el origen de coordenadas locales para cada una de las secciones, y una de las dimensiones de la sección se estandariza para asegurarnos su asociación con un plano en el software, en nuestro caso la dimensión estandarizada es la Y. Todos los orígenes de coordenadas locales se referencian con el mismo sistema de coordenadas global. Las

coordenadas que definen los ejes de referencia del sistema de coordenadas locales se obtienen usando la información de los planos locales de cada una de las secciones recogidas en MATLAB, y los criterios establecidos por ANSYS se usan cuando se crean los planos locales. Construir los contornos de los elementos internos de la cóclea es el siguiente paso en el proceso.

3.1.2.1 Lámina Espiral Ósea, Membrana Basilar y Membrana de Reissner

EL hueso espiral o lámina espiral ósea es un elemento sólido que divide parcialmente la cóclea. Debido a su considerable grosor, este hueso es claramente detectado por el algoritmo de reconocimiento de contornos. Se ha diseñado y creado un área rectangular plana usando la localización de los vértices (Figura 3.8). La localización de los vértices externos se ha obtenido en verdadera magnitud de una de las tomografías restrictivas que define la sección transversal. Los vértices internos de la lámina espiral ósea se acoplan al modelo de la membrana basilar.

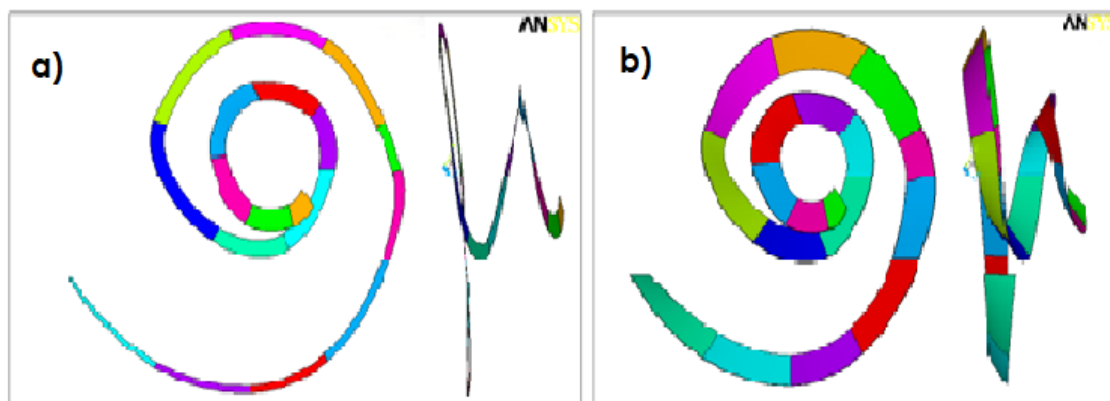


Fig.3 9 a) Membrana Basilar; b) Membrana de Reissner

La membrana basilar ha sido modelada como una estructura tipo sólido. Esta membrana separa el fluido de la escala timpánica del de la escala media, y se encuentra entre la lámina del hueso espiral o lámina espiral ósea y el ligamento espiral, los cuales son claramente diferenciados por el algoritmo de detección de contornos.

Los puntos pertenecientes al ligamento espiral que indican un punto de referencia para la membrana basilar se obtienen por aproximación matemática entre los planos de la matriz imagen creada en MATLAB. Esos puntos se encuentran en el sistema de referencia global; por tanto, el sistema se debe transformar a las coordenadas locales de la sección transversal. Basada en esos puntos, la membrana basilar se construye usando información de la revisión hecha en (R. Z. Gan et al., 2007), en donde se detallan las dimensiones. De forma similar a la lámina espiral ósea, la membrana basilar se crea con una región rectangular. El modelo de la membrana se forma con 18 volúmenes hexaédricos con una longitud total de 34 mm, y sus dimensiones varían de un extremo a otro, incrementado la altura de 0.1 mm en la base a 0.5 mm en la punta. Sin embargo, el espesor disminuye de $7.5 \cdot 10^{-3}$ mm en la base a $2.5 \cdot 10^{-3}$ mm en la punta.

La otra estructura tipo sólido de interés que ha sido modelada es la membrana de Reissner, que separa la endolinfa de la perilinfa. Con la membrana basilar, la membrana de Reissner crea un compartimento dentro de la cóclea rellena con endolinfa dentro del cual se encuentra el órgano de Corti. El criterio para la construcción geométrica de la membrana de Reissner es el mismo que el usado para la membrana basilar. En este caso, fue necesario obtener (por interpolación) la localización de los puntos que definen la membrana. El modelo está formado por 18 volúmenes hexaédricos de sección a sección. El ancho de sección se determina por la localización de los puntos, y el espesor es



74

algoritmo las líneas se unen selectivamente para formar áreas, las cuales se unen para formar volúmenes (Fig. 3.11).

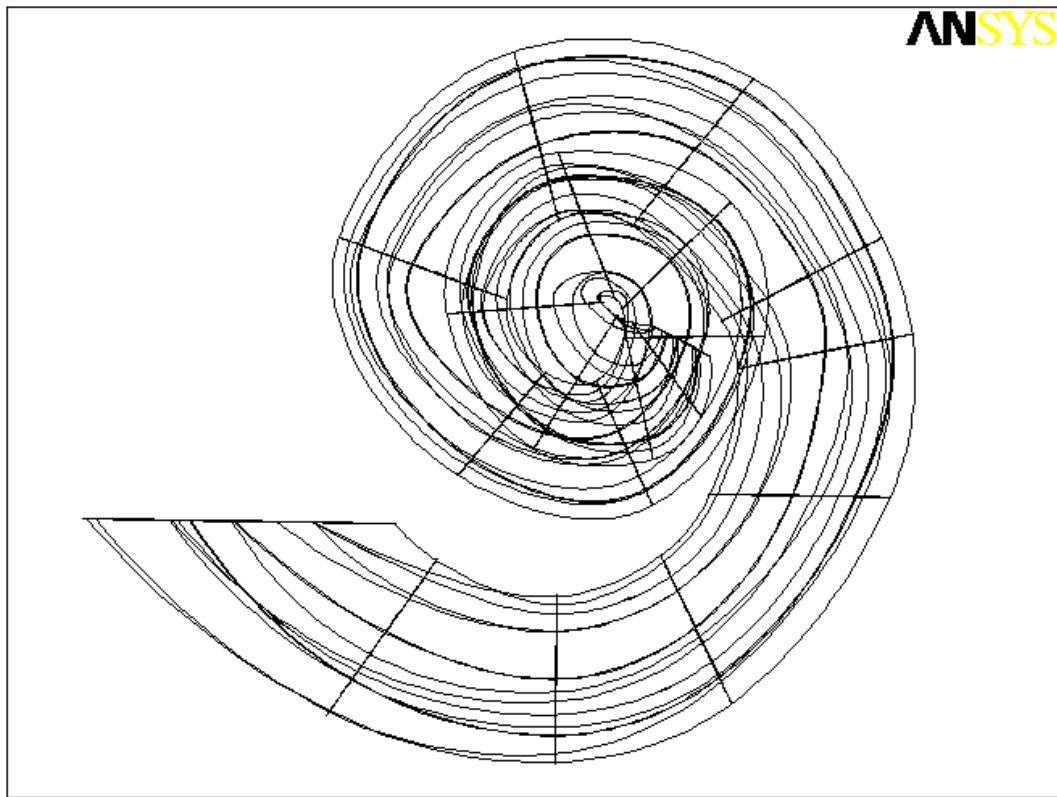


Fig.3 11 Unión de secciones mediante Splines en ANSYS

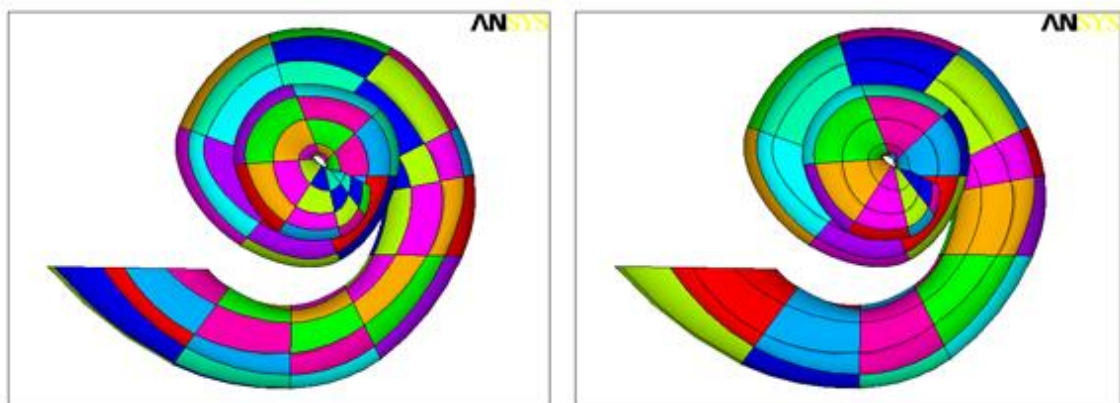


Fig.3 12 Izquierda: Áreas de la Cóclea. Derecha: Volúmenes de la Cóclea (ANSYS)

Al final de la cóclea, las membranas basilar y de Reissner se unen, y la perilinfa de las escalas timpánica y vestibular se juntan a través de un orificio conocido como helicotrema (Fig.3.12); el valor de su superficie de 0.8 mm^2 se ha obtenido de la literatura (X. Wang et al., 2014).

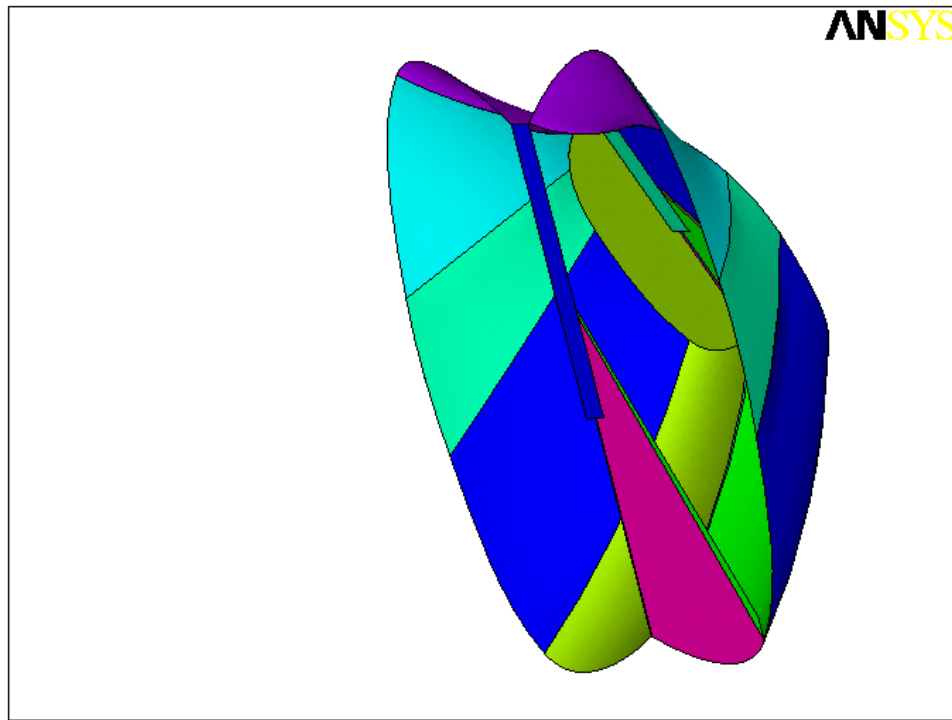


Fig.3 13 Helicotrema (Áreas en ANSYS)

3.1.2.2 Ventana Redonda

El modelo de la cóclea se complementa con la ventana redonda, que es una de las dos aperturas del oído interno. A través de la membrana de la ventana redonda se evita que el fluido perilinfático pase al oído medio, que vibra en una fase opuesta a la de las vibraciones que entran en el oído medio a través de la ventana oval. La ventana redonda se localiza al comienzo de la escala timpánica bajo el vestíbulo, y no tiene contacto directo con el fluido. Esta ventana ha sido modelada como un volumen

de espesor medio de 40 μm y superficie de 2 mm^2 (Fig. 3.13). Estos datos se han obtenido de (X. Wang et al., 2014) y comparado con los de (Okuno & Sando, 1988).

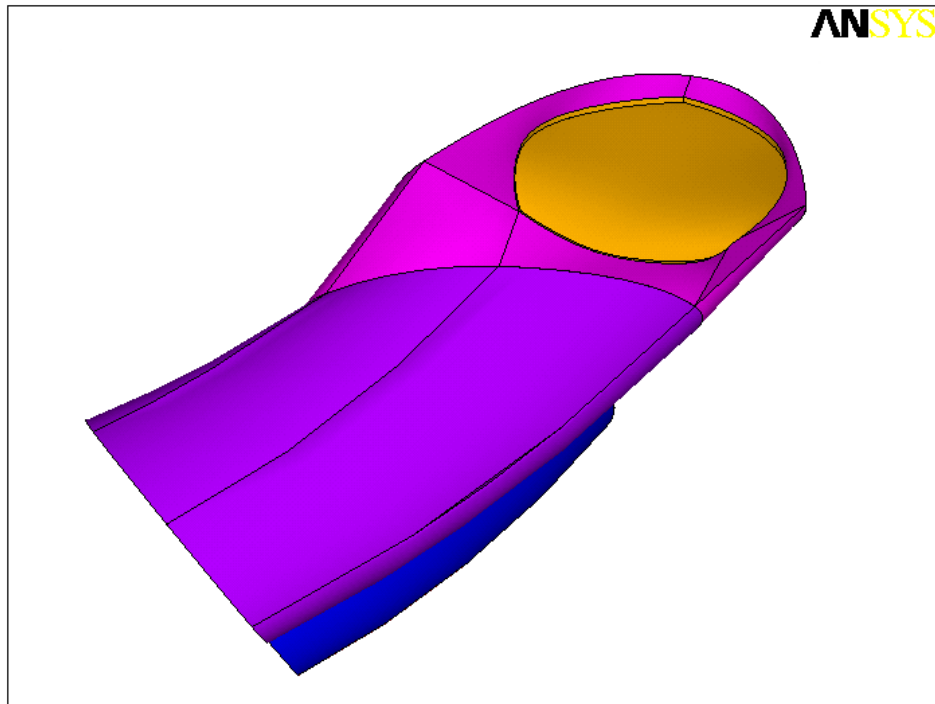


Fig.3 14 Ventana Redonda (ANSYS)

3.1.2.3 Vestíbulo

Los puntos obtenidos con el algoritmo en MATLAB para determinar las 16 secciones longitudinales del vestíbulo se exportan a ANSYS y se referencian con el sistema de coordenadas globales del sistema coclear. Todos esos puntos se unen usando splines de forma que el área del contorno del vestíbulo se forma cuando se unen las líneas (Fig. 3.14). Junto con las áreas horizontales y laterales, se crean 15 volúmenes horizontales que forman el vestíbulo (Fig. 3.15).

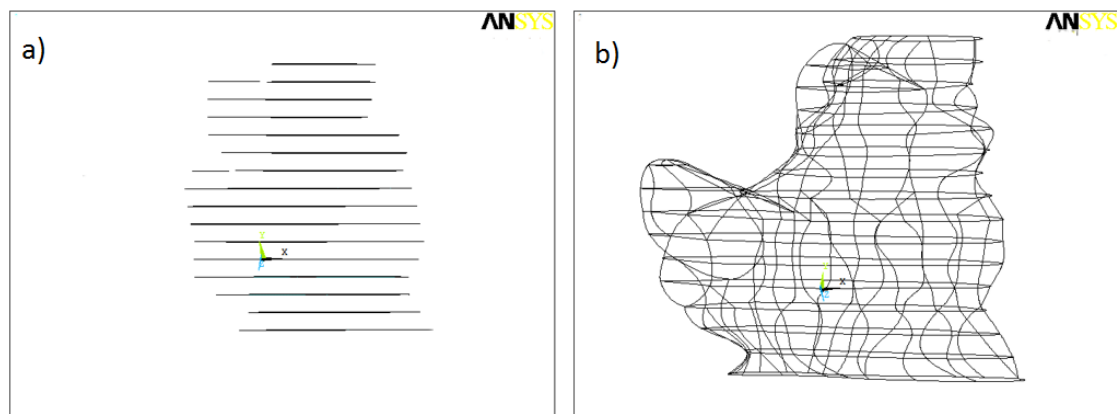


Fig.3 15 a) Secciones del Vestíbulo; b) Unión de las secciones del Vestíbulo

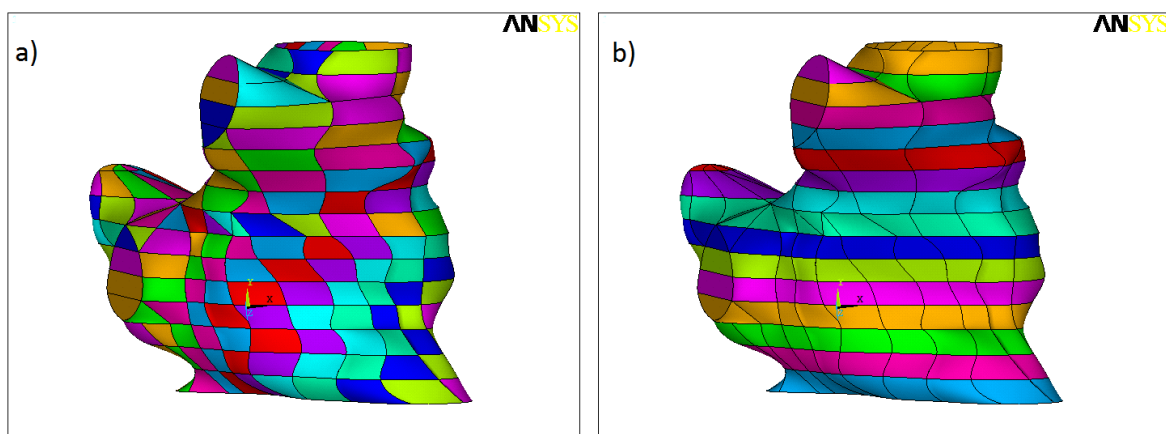


Fig.3 16 a) Áreas del Vestíbulo (ANSYS); b) Volúmenes del Vestíbulo (ANSYS)

3.1.2.4 Ventana Oval y Ligamento Anular del Estribo

La Ventana oval es otra apertura del oído interno al oído medio, y está cubierta por una membrana que actúa como una intersección entre el

oído medio e interno. En el borde se encuentra el ligamento anular del estribo. La geometría de la Ventana oval en el modelo se restringe a forma hexagonal porque representa la zona de unión con el estribo en el modelo de (A. Garcia-Gonzalez, Castro-Egler, & Gonzalez-Herrera, 2016) (Fig. 3.16 b). El estribo tiene forma de tubos paralelos hexagonales, lo que impone ciertas condiciones cuando genera un volumen adecuado para facilitar la generación de mallas hexaédricas (Fig. 3.16 a). La ventana oval tiene un volumen hexaédrico de 100 μm de espesor y una superficie aproximada de 3.6 mm^2 (R. Z. Gan et al., 2007; X. Wang et al., 2014). El ligamento anular del estribo envuelve la ventana oval y tiene un volumen simple con un ancho y espesor constante de 100 μm .

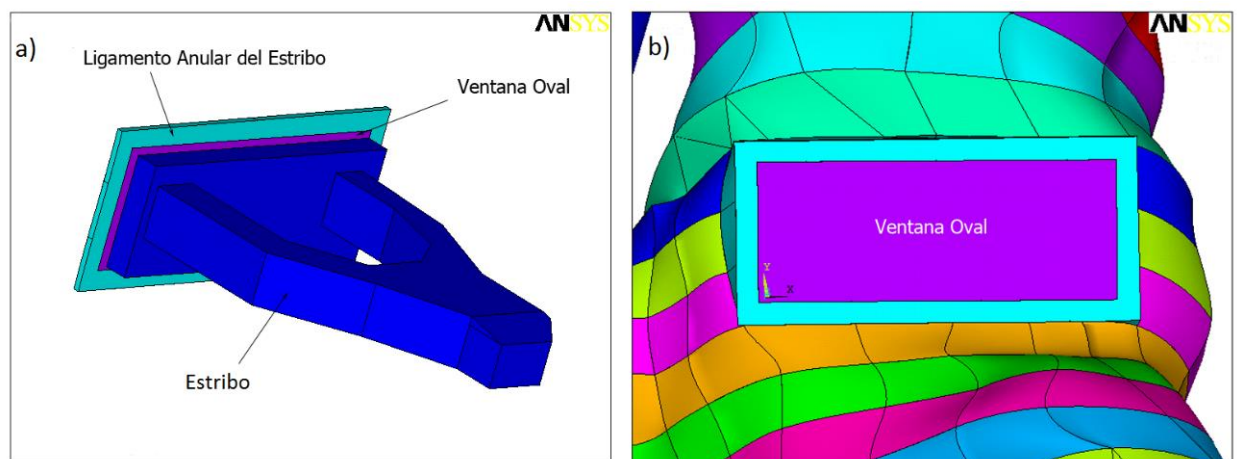


Fig.3 17 a)Unión Ventana Oval y Estribo del modelo de Caminos(Caminos, 2011); b) Ventana Oval (ANSYS)

3.1.2.5 Canales Semicirculares

La posición de los centroides para los canales semicirculares se importa a ANSYS. Esos puntos se unen usando una Spline para generar la trayectoria de cada canal semicircular, cuya geometría se basa en tubos con una cavidad única que es circular, constante y de secciones transversales,

que es similar al área obtenida de las tomografías transversales de cada canal. Cada canal se modela como un volumen único generado por el arrastre del área de la sección transversal a lo largo de la dirección principal (Fig. 3.17).

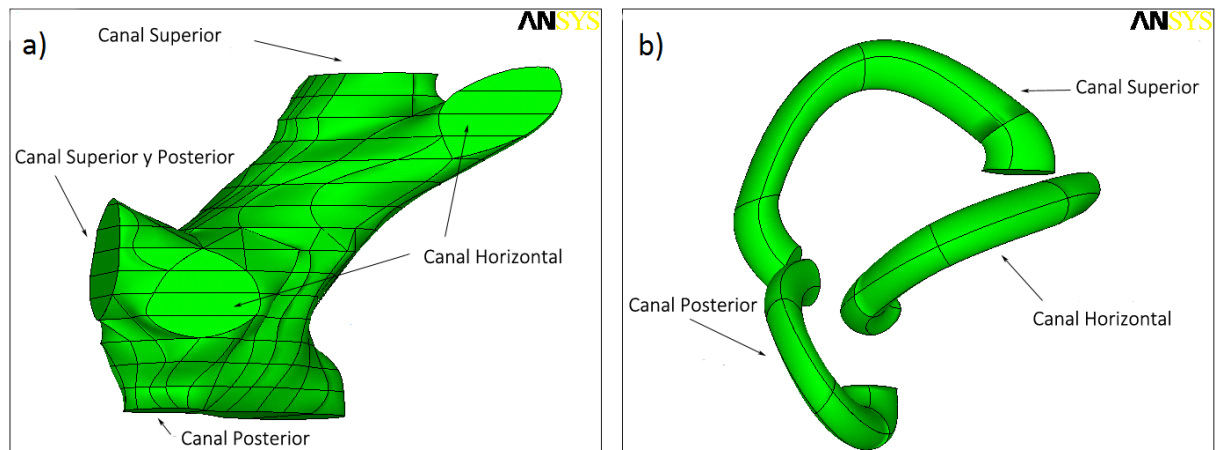


Fig.3 18 a) Vestíbulo; b) Canales Semicirculares (ANSYS)

3.2 Resultados

Este método produce un modelo numérico del oído interno humano basado en un modelo geométrico, e incluye la escala timpánica, la escala vestibular, escala media, membrana de Reissner, membrana basilar, helicotrema, ventana oval, ventana redonda, vestíbulo y canales semicirculares. El modelo numérico fue desarrollado para incluir el método de elementos finitos y creado con el software ANSYS.

3.2.1 Modelo de la Cóclea

El modelo de la cóclea se divide en varios submodelos: escala timpánica, escala vestibular, escala media, membrana de Reissner, membrana basilar, helicotrema y ventana redonda (Fig. 3.19). El modelo geométrico de la cóclea es el punto inicial para el desarrollo del modelo numérico, y los elementos que forman el modelo numérico provienen del modelo geométrico. La estructura de la malla hexaédrica usada en la cóclea proporciona una resolución más precisa de los cálculos y mejora la convergencia de la solución.

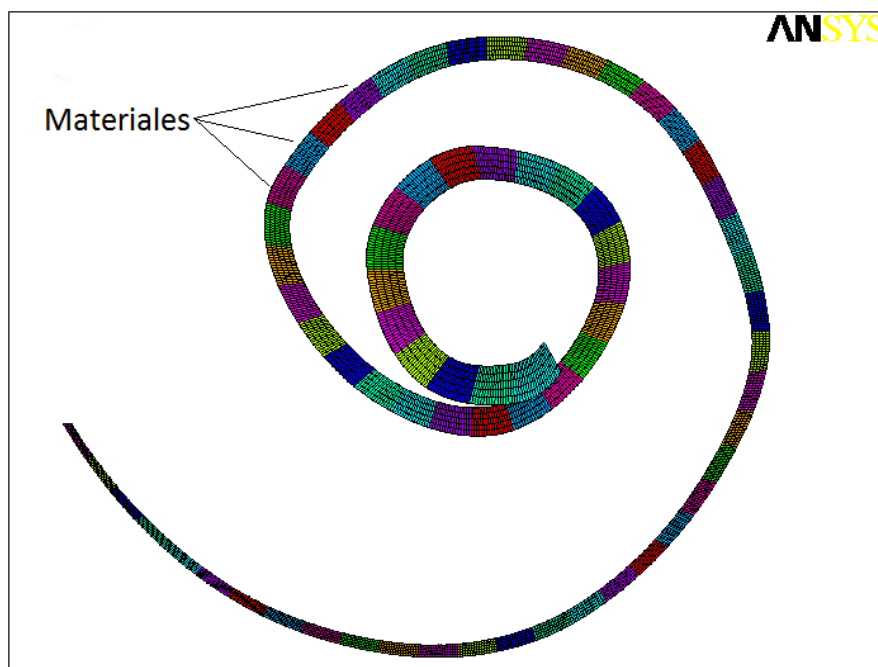


Fig.3 19 Mallado de la Membrana Basilar. Diferentes materiales

3.2.2 Membrana Basilar

La membrana basilar se considera el modelo principal junto con la cóclea y se usa para desarrollar el resto de modelos numéricos. La

membrana es una estructura tipo sólido que fue modelada con una estructura hexaédrica usando el elemento Solid 185 de ANSYS. La estructura de los elementos en hexaedros proporciona mayor control de los elementos y produce resultados más precisos. El modelado de esta estructura, considerada la más importante, se usa como base para el resto de modelos que forman la cóclea. (Fig.3.18)

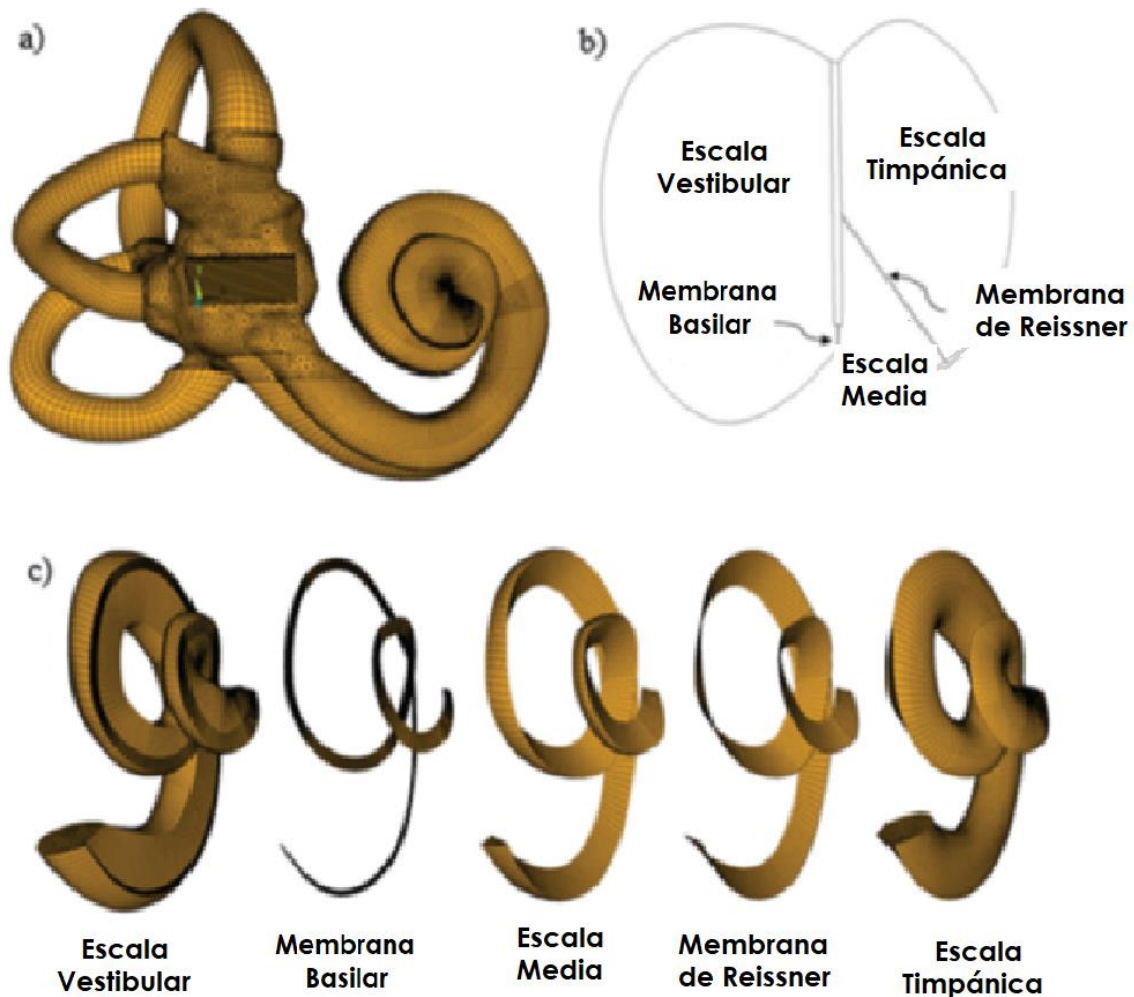


Fig.3 20(a) Modelo completo; (b) Unión de los puntos de la sección transversal usando splines; (c)despiece del modelo de la cóclea.

Se ha llevado a cabo un análisis de convergencia de malla en la membrana basilar para determinar el tamaño óptimo de los elementos, así como el número óptimo de elementos necesarios en la sección. El

análisis consiste en realizar un análisis modal de la membrana basilar con propiedades constantes (Tabla 3.1) con grados de libertad restringidos del contorno de la membrana como condiciones de contorno. En la Figura 3.20, se muestra la gráfica de la primera frecuencia natural en función del número de elementos por sección. Las diferentes líneas corresponden al número de elementos por espesor (T_h) y método de integración usado (K). Para $K=2$ se utiliza el método del esfuerzo mejorado, que elimina los problemas de bloqueo por cizalladura de los elementos usados en las membranas delgadas. La Figura 3.20 (arriba) muestra cómo el uso de este método es necesario, la Figura 3.20 (abajo) muestra que un elemento por espesor es suficiente porque los resultados del análisis modal convergen obteniendo la misma solución, lo que significa que la malla es la apropiada. Se requieren aproximadamente 16 elementos por sección para asegurar un correcto mallado. Una vez que ha sido establecido el tamaño de malla óptimo, la distribución por sección y el espesor de los elementos de la membrana basilar, el resto de estructuras de la cóclea se crean con un elemento de tamaño similar.

Tabla 3 | Propiedades mecánicas de la membrana basilar para el análisis modal.

Densidad	$1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$
Coeficiente de Poisson	0.3
Coeficiente de Amortiguamiento	$0.95 \times 10^{-4} \text{ s/rad}$
Módulo de Young	$1.5 \times 10^7 \text{ N/m}^2$
Notas: s=segundo, m=metro, N=Newton, kg=kilogramo	

La distribución de elementos puede ser usada para definir las diferentes propiedades mecánicas de la membrana y facilitar las simulaciones de los materiales formando la membrana (Figura 3.21) (Tabla 3.II) (R. Z. Gan et al., 2007).

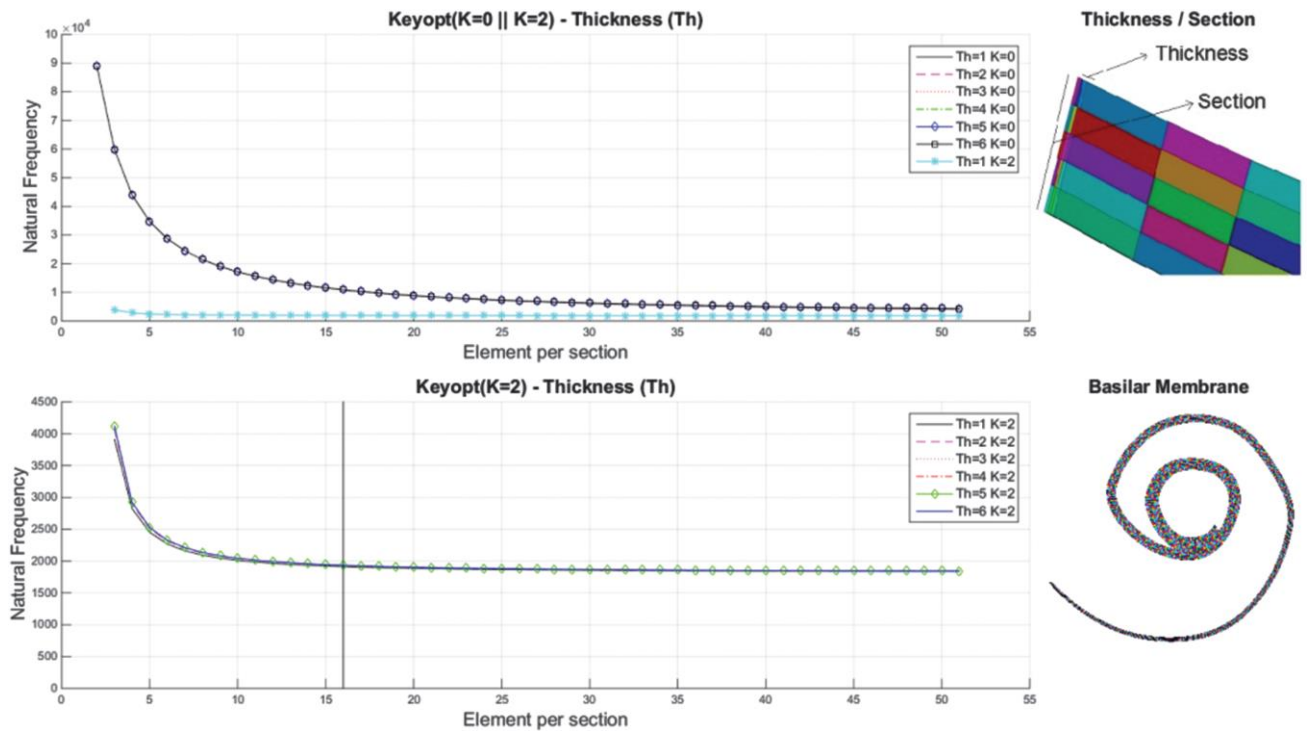


Fig.3 21 Gráfica de análisis modal: (arriba) muestra cómo el uso de este método es necesario; (abajo) muestra que un elemento por espesor es suficiente.

3.2.3 Escala Timpánica, Escala Vestibular y Escala Media

Las tres cavidades de la cóclea contienen fluido. Para modelar el fluido medio con el método de elementos finitos, se utilizó la herramienta Fluid 30 de ANSYS. El tamaño de los elementos es el mismo que en la membrana basilar para proporcionar una transición adecuada entre los

modelos. Las propiedades mecánicas asignadas a los elementos se muestran en la Tabla 3.III (R. Z. Gan et al., 2007).

Tabla 3 II Propiedades mecánicas de la membrana basilar

Densidad	$1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$
Coeficiente de Poisson	0.3
Coeficiente de amortiguamiento (incremento lineal)	
Base	$0.2 \times 10^{-3} \text{ s/rad}$
Ápex	$0.1 \times 10^{-3} \text{ s/rad}$
Módulo de Young (decremento lineal)	
Base	$5 \times 10^7 \text{ N/m}^2$
Centro	$1.5 \times 10^7 \text{ N/m}^2$
Ápex	$3 \times 10^7 \text{ N/m}^2$
Notas: s=segundo, m=metro, N=Newton, kg=kilogramo	

Entre las propiedades mecánicas se encuentra el coeficiente de amortiguamiento y la viscosidad. El coeficiente de amortiguamiento que se utiliza en ANSYS para el análisis armónico, en nuestro caso, es el coeficiente de amortiguamiento dependiente del material (MP,DAMP). Éste permite especificar la constante β del amortiguamiento de Rayleigh como una propiedad del material, ignorando la constante α . De esta forma, la constante de amortiguamiento dependiente del material

MP,DAMP se define como un número decimal que corresponde a la relación $\beta = 2\xi/\omega$, donde ξ es la constante de relación entre el amortiguamiento real y el amortiguamiento crítico y ω es la frecuencia angular natural de ese modo en rad/s; mientras la viscosidad es la resistencia que ofrece un fluido al flujo o movimiento, dependiendo de la presión y la temperatura a la que esté sometido. La primera ley de Newton de la viscosidad establece que la fuerza ejercida por el fluido por unidad de área de la superficie de contacto es proporcional al gradiente de la velocidad del fluido en movimiento ($\frac{dv_x}{dy}$). Donde la constante de proporcionalidad es la viscosidad dinámica del fluido μ . Siendo esta ley representada en la siguiente ecuación

$$\frac{F}{A} = \mu \frac{dv_x}{dy}$$

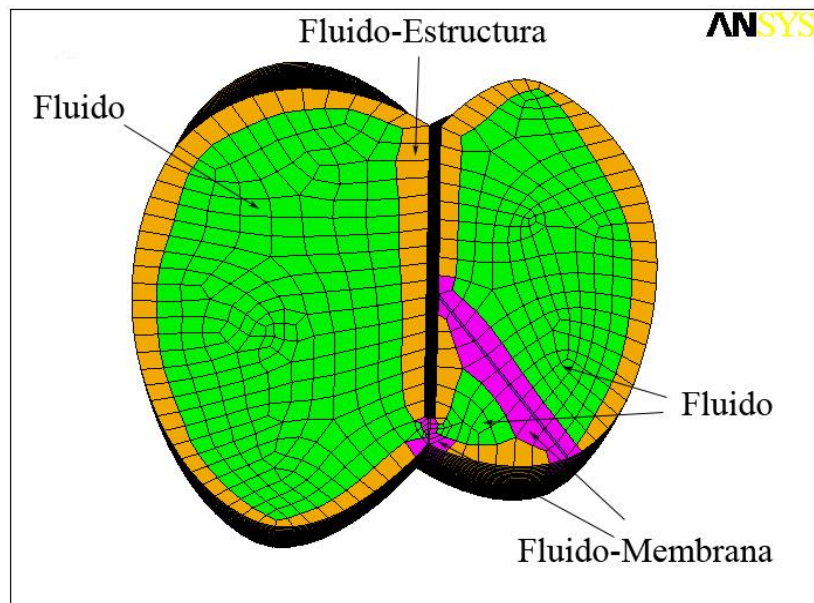


Fig.3 22 Elementos de una sección de la Cóclea.

En el método de elementos finitos, las condiciones de contorno se deben imponer para garantizar que los resultados obtenidos en el análisis numérico se ajusten a las condiciones reales. En este caso, el fluido está confinado dentro de los tres conductos. Para simular la presión desde el exterior, se aplican las condiciones de contorno externas y el contacto con el hueso, a las que se asignó la condición de desplazamiento nulo para los nodos externos. Esta suposición es cercana a las condiciones reales. El modelo de la película de hueso alrededor de la cóclea se ha omitido, pero su efecto se encuentra intrínsecamente modelado en el coeficiente de absorción 0.07 (R. Z. Gan et al., 2007); (Fig. 4.8). Sin embargo, se dan zonas de contacto entre el fluido y las estructuras de las membranas (membrana de Reissner y membrana basilar). A estas zonas de contacto se les asigna la condición de interacción fluido-estructura (FSI) y tiene un coeficiente de absorción de sonido de 0.02.

Tabla 3 III Propiedades mecánicas del fluido dentro de la escala timpánica, escala vestibular, helicotrema, vestíbulo y canales semicirculares.

Densidad	$1 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$
Velocidad del sonido	1493 m/s
Viscosidad	0.001 Ns/m ²
Coeficiente de Amortiguamiento	$1 \times 10^{-4} \text{ s/rad}$
Notas: s=segundo, m=metro, N=Newton, kg=kilogramo	

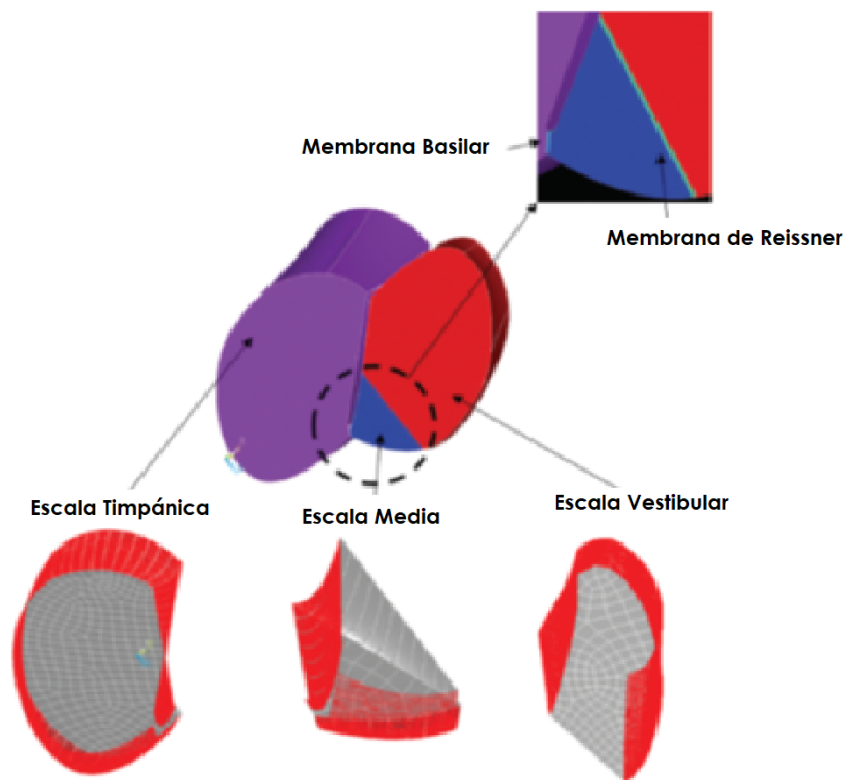


Fig.3 23 Condiciones de contorno.

3.2.4 Membrana de Reissner

La membrana de Reissner es otro modelo y se encuentra dentro de la cóclea entre la escala vestibular y la escala media. La membrana ha sido modelada con elementos Solid 185 (ANSYS) con una estructura hexaédrica (Fig. 3.23), y el mismo tamaño que las membranas anteriores para mantener la continuidad. Las propiedades mecánicas asignadas a los elements se muestran en la Tabla 3.IV (R. Z. Gan et al., 2007).



Fig.3 24 Elementos Membrana de Reissner

3.2.5 Helicotrema

El helicotrema es un agujero localizado al final de la cóclea a través del cual la escala vestibular comunica con la escala timpánica. El helicotrema ha sido modelado con elementos Fluid 30, tiene una estructura hexaédrica y el mismo tamaño de elemento que los conductos a través de los cuales comunica. Las propiedades mecánicas son las mismas que las de los conductos (Tabla 3.III).

En el helicotrema, las condiciones de contorno desplazamiento cero se han asignado a todas las zonas externas y se ha aplicado el coeficiente de absorción 0.007. Sin embargo, esta zona está al final de la escala media y la membrana; por lo tanto, se han establecido tres zonas de contacto entre el fluido y las membranas y las interacciones fluido-estructura, junto con un coeficiente de absorción de 0.02.

Tabla 3 IV Propiedades mecánicas de la membrana de Reissner

Densidad	$1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$
Coeficiente de Poisson	0.3
Coeficiente de Amortiguamiento	$0.2 \times 10^{-3} \text{ s/rad}$
Módulo de Young	$5 \times 10^5 \text{ N/m}^2$
Notas: s=segundo, m=metro, N=Newton, kg=kilogramo	

3.2.6 Ventana Redonda

La ventana redonda es una de las dos aperturas en el oído interno. La membrana de la ventana redonda impide que el fluido perilinfático pase desde el oído medio. El tamaño y la estructura de los elementos es el mismo que el de la escala timpánica para mantener la continuidad de la malla. Las propiedades mecánicas asignadas a los elementos se encuentran en la Tabla 3.V (Kim et al., 2011).

Tabla 3 V Propiedades mecánicas de la ventana redonda

Densidad	$1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$
Coeficiente de Poisson	0.3
Coeficiente de Amortiguamiento	$0.5 \times 10^{-4} \text{ s/rad}$
Módulo de Young	$3.5 \times 10^5 \text{ N/m}^2$
Notas: s=segundo, m=metro, N=Newton, kg=kilogramo	

La superficie interna de la membrana está en contacto con el fluido de la escala timpánica; por tanto, se asigna a esta región la condición de interacción fluido-estructura.

3.2.7 Modelo del Vestíbulo y de los Canales Semicirculares

Los modelos del vestíbulo y de los canales semicirculares se realizan para obtener un modelo numérico completo del oído interno. El vestíbulo es la zona de transición entre el oído medio y la cóclea. Por ello, el modelo del vestíbulo conectará el modelo de la cóclea con el modelo de García-González (Antonio Garcia-Gonzalez & Gonzalez-Herrera, 2013).

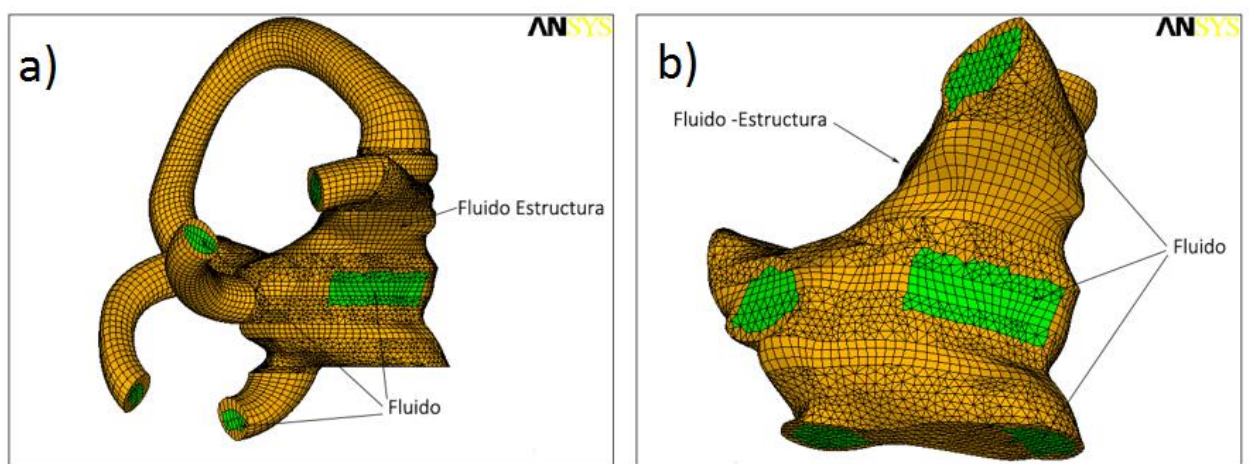


Fig.3 25 Elementos en a) Canales Semicirculares, b) Vestíbulo

3.2.8 Vestíbulo

El vestíbulo contiene fluido, el cual ha sido modelado con elementos Fluid 30 con una estructura tetraédrica y tamaño de malla de 200 μm . La estructura de los elementos y el tamaño de malla ha sido establecida para reducir los cálculos del modelo numérico (Fig.3.24 b). Las propiedades mecánicas asignadas son las mismas que para todos los elementos de fluido (Tabla 3.III).

Las condiciones de contorno de desplazamiento cero se han asignado a los nodos externos ya que el vestíbulo está apoyado en el hueso temporal y por tanto no debe moverse, siendo el mismo procedimiento realizado en todos los nodos limitados por el hueso temporal. Por otro lado, se ha utilizado un coeficiente de absorción de sonido de 0.02. El vestíbulo tiene aperturas sin condiciones de contorno, lo que permite la transferencia de energía entre los modelos.

3.2.9 Ventana Oval

La ventana oval transmite la comunicación desde la caja timpánica al vestíbulo. La membrana que cubre la ventana oval se ha modelado con elementos Solid 185 y tiene disposición hexaédrica, la cual permitirá una transición adecuada con los elementos en la base del estribo (Fig. 3.25 a). El tamaño de malla es el mismo que en el vestíbulo de forma que la transición sea lógica. Las propiedades mecánicas de los elementos se muestran en la Tabla 3.VI (R. Z. Gan et al., 2007).

Tabla 3 VI Propiedades mecánicas de la ventana oval

Densidad	1 x 10³ kg/m³
Coeficiente de Poisson	0.3
Coeficiente de Amortiguamiento	0.5 x 10 ⁻⁴ s/rad
Módulo de Young	5.5 x 10 ⁶ N/m ²
Notas: s=segundo, m=metro, N=Newton, kg=kilogramo	

La membrana de la ventana oval está en contacto con el fluido dentro del vestíbulo. La región de contacto entre la membrana y el fluido lleva asignada la condición de interacción fluido-estructura. En la ventana oval la estructura externa tiene restringidos los desplazamientos.

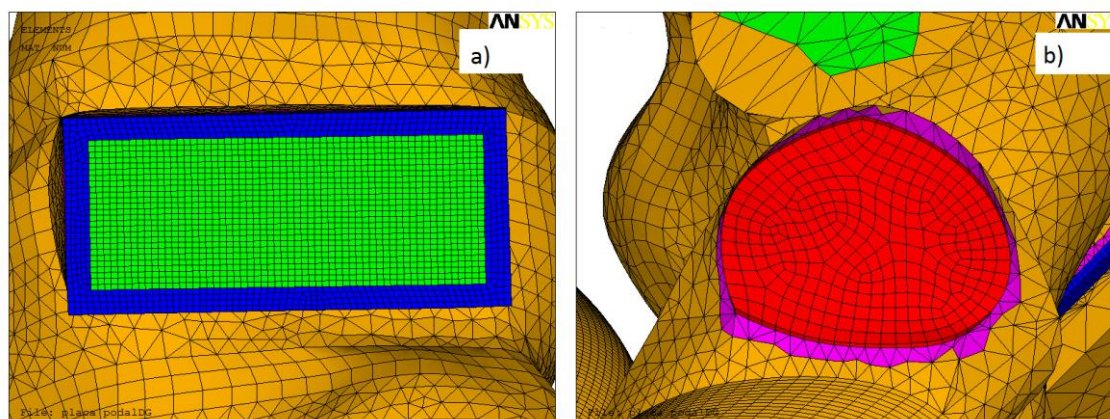


Fig.3 26 Materiales a) Ventana Oval; b) Ventana Redonda

3.2.10 Canales Semicirculares

El modelo que representa los canales semicirculares ha sido mallado con elementos Fluid 30, con la misma estructura tetraédrica y el mismo tamaño asignado al vestíbulo (Fig.3.24 a). La estructura y el tamaño de malla fueron asignados para obtener automáticamente la malla. Las propiedades mecánicas se muestran en la Tabla 3.III.

Los canales semicirculares contienen fluido; entonces, se aplican las condiciones de contorno de desplazamiento cero y se usa un coeficiente de absorción de 0.02. Sin embargo, los canales semicirculares no tienen condiciones de contorno externas que permitan la transferencia de energía al vestíbulo.

3.2.11 Modelo del Oído Interno

Se ha construido el modelo numérico del oído interno (Figura 3.26), y su combinación con todos sus "submodelos". El modelo del oído interno es una fiel representación del oído interno humano que puede ser usado para realizar análisis numéricos precisos pues el modelo numérico se construyó con considerable atención al detalle.

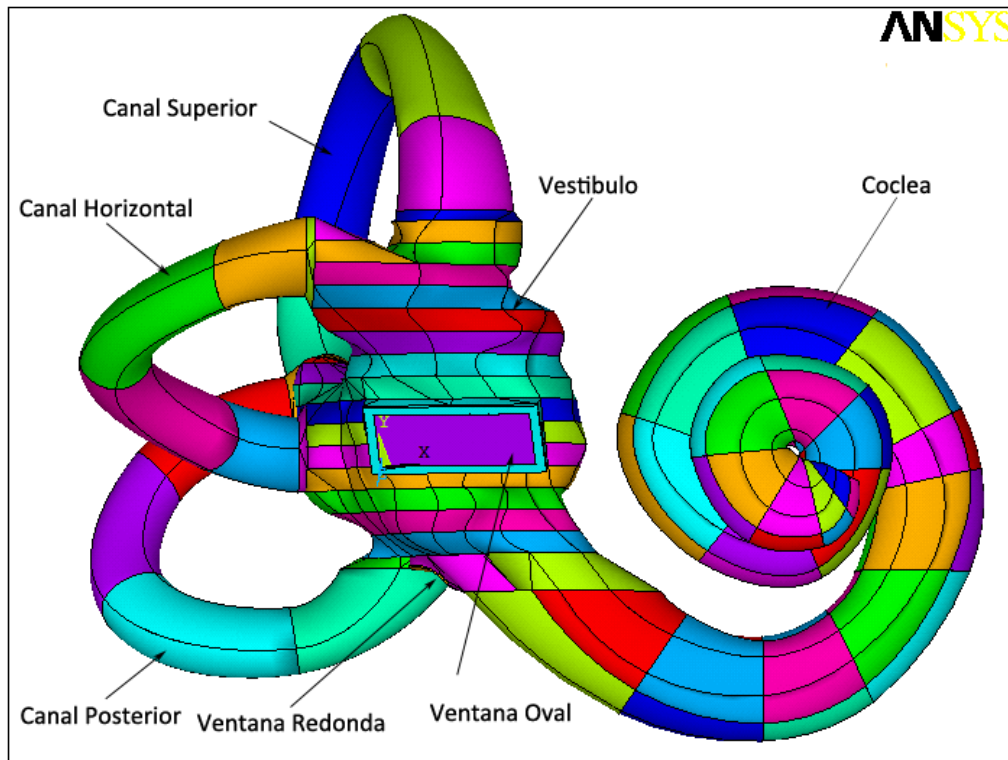


Fig.3 27 Modelo Oído Interno (Volúmenes en ANSYS)



4 Análisis de la Energía Interna Absorbida en el oído interno mediante MEF

4.1 Introducción

En este capítulo se expone el estudio de la respuesta dinámica del SAH bajo el efecto producido por la acción de una onda de presión acústica mediante un análisis armónico. Dicho análisis se realiza mediante el MEF. Mediante los resultados obtenidos en dicho análisis se realiza el cálculo de la energía reflejada y absorbida por el SAH, como consecuencia del postprocesado de datos.

Para el estudio se han considerado dos fenómenos diferentes: la transmisión de la onda de presión acústica a través del aire en el interior del CAE, y el movimiento vibratorio generado por la presión incidente en la MT y que se extiende al Oído Medio e Interno; necesitando ecuaciones

diferentes para su análisis. Dichas ecuaciones se acoplan mediante un acoplamiento directo fluido-estructura a partir de elementos acústicos en el aire del canal.



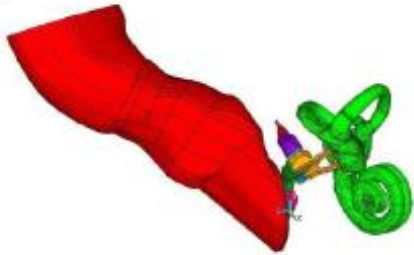
Modelo	Subsistemas modelados	Comentarios
	Canal Auditivo Externo y Membrana Timpánica	Elementos hexaédricos en CAE y MT
	CAE, MT, Cadena Osicular y Cóclea simplificada	Elementos hexaédricos en CAE y MT, tetraédricos en CO
	CAE, MT, CO y Cóclea completa	Elementos hexaédricos en CAE y MT, tetraédricos y hexaédricos en CO y Cóclea

Fig.4 1 Modelos utilizados en el estudio

En la Figura 4.1 se muestran los diferentes modelos que se han utilizado para el estudio de esta tesis, una vez que ya se ha construido el modelo de elementos finitos de los diferentes sistemas del oído interno. Como vemos, éste se une a los modelos realizados en (García-González, 2013) y en (Caminos, 2011) para conseguir un sistema prácticamente completo del oído humano.

4.2 Metodología de Cálculo

A continuación, se indica la metodología de cálculo empleada para el estudio, haciendo una breve introducción de Acústica, para entender mejor el comportamiento de la señal acústica.

4.2.1 Acústica

Suponiendo que el fluido es compresible, no viscoso, con densidad y presión constantes a través de la sección de fluido sin que exista un flujo promedio (Kinsler, Frey, Coppens, & Sanders, 1982), la ecuación de la onda acústica queda:

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - \nabla^2 P = 0, \quad (12)$$

Siendo c la velocidad del sonido en el medio acústico $\left(\sqrt{\frac{k}{\rho_0}}\right)$, k el módulo de compresibilidad del fluido, ρ_0 la densidad media del fluido, P la presión acústica ($P_{x,y,z,t}$) y t el tiempo. Para el cálculo se ha utilizado la ecuación de onda discretizada en notación matricial (Bathe, 1996; Zienkiewicz & Newton, 1969):

$$[M_e^P]\{\dot{P}_e\} + [K_e^P]\{P_e\} + \rho_0[R_e]^T\{\dot{u}_e\} = \{0\}, \quad (13)$$

donde $[M_e^P]$ y $[K_e^P]$ representan la matriz de masa y la matriz de rigidez del elemento de fluido respectivamente; $\rho_0[R_e]$, la matriz de acoplamiento de masa elemental (interfase fluido-estructura); $\{P_e\}$ y $\{\dot{P}_e\}$, el vector de presión nodal y su segunda derivada respecto al tiempo; y $\{\dot{u}_e\}$ la aceleración nodal en la interfase fluido-estructura.

Considerando que la disipación de energía debido al amortiguamiento sólo ocurre en la superficie de interfase S (Craggs, 1986), la ecuación para el elemento acústico queda como

$$[M_e^P]\{\dot{P}_e\} + [C_e^P]\{\dot{P}_e\} + [K_e^P]\{P_e\} + \rho_0[R_e]^T\{\dot{u}_e\} = \{0\}, \quad (14)$$

4.2.2 Cálculo de la Energía Absorbida

La energía absorbida se calcula a partir de la energía reflejada, o también llamada en la literatura como Potencia reflejada POWER REFLECTANCE $|ECR|$ 2. Ésta describe la fracción de poder acústico incidente que es reflejado por la MT, donde el poder reflectante de 1 corresponde a la condición donde todo el poder acústico es reflejado y la reflectancia de 0 corresponde a la condición donde todo el poder es absorbido por la MT (Rosowski et al., 2012).

La descripción detallada de los pasos para el cálculo analítico de la EA se encuentra en (Zhang & Gan, 2013). En este artículo nos limitaremos a indicar las fórmulas y datos utilizados para su obtención.

En primer lugar, se calculó la impedancia característica del CAE como

$$Z_c = \frac{\rho c}{S} \quad (15)$$

donde ρ es la densidad del aire contenido en el canal, c la velocidad del sonido en el aire y S el área de la sección del canal. Para el estudio se han considerado como valores de la densidad del aire y la velocidad del sonido de 1.21 kg/m³ y 343 m/s respectivamente.

Para el cálculo de la impedancia de la MT se determinó la impedancia de cada uno de los elementos del modelo de EF que forman la Membrana Timpánica en función de la presión acústica $p_{TM}^i(f)$, la

velocidad $v_{TM}^i(f)$ en el elemento i de la MT, y el área de dicho elemento A_{TM}^i . Tanto la velocidad como la presión son dependientes de la frecuencia f , por lo que disponemos de valores obtenidos para un rango de frecuencias de 0.1-10 kHz gracias al modelo de EF.

$$Z_{TM}^i(f) = \frac{p_{TM}^i(f)}{A_{TM}^i v_{TM}^i(f)} \quad (18)$$

La impedancia total de la MT $Z_{TM}(f)$ se obtiene mediante la suma en paralelo de las impedancias de cada uno de los elementos de la superficie de la MT,

$$Z_{TM}(f) = \frac{1}{\sum_i \left[\frac{1}{Z_{TM}^i(f)} \right]} \quad (19)$$

La impedancia acústica en el canal auditivo fue calculada como consecuencia de $Z_{TM}(f)$ y Z_c ,

$$Z_{EC}(f) = Z_c \frac{Z_{TM}(f) + jZ_c \tan(kL)}{Z_c + jZ_{TM}(f) \tan(kL)} \quad (20)$$

donde k es el número de onda y L la distancia entre la MT y la localización del punto de medida en el canal auditivo, siendo en nuestro estudio de 30 mm. La presión acústica reflejada se obtiene por la expresión

$$R_P(f) = \frac{Z_{EC} - Z_c}{Z_{EC} + Z_c} \quad (21)$$

Así, la energía reflejada se calcula a partir de la presión acústica reflejada $R_P(f)$ como

$$ER(f) = |R_P(f)|^2 = \left| \frac{Z_{EC} - Z_c}{Z_{EC} + Z_c} \right|^2 \quad (22)$$

Obteniéndose la Energía Absorbida EA en función de la frecuencia como

$$EA(f) = 1 - ER(f) \quad (23)$$

4.3 Resultados

La MT está formada por 7880 elementos hexaédricos, y por tanto cada elemento consta de 8 nodos, de los cuales sólo los 4 que forman la superficie en contacto con el aire de CAE son válidos para realizar los cálculos. En total contamos con 8193 nodos que forman la superficie de la MT, que, al trabajar con un análisis armónico, obtenemos valores reales e imaginarios, tanto para presión como de la velocidad, por lo que se trabajan con 16386 datos para presión y 16386 para velocidad, que al realizar el cálculo armónico para un rango de 0.1 kHz a 10 kHz, concluye en matrices compuestas por un total de 1.638.600 datos tanto para presión como para velocidad. En el caso del área sólo serán los 7880 datos de los elementos. Por lo tanto, contamos con un total de 3.285.080 valores, obtenidos mediante ANSYS, para el cálculo de la Impedancia y la Energía Absorbida, que se realizará mediante MATLAB.

4.3.1 Velocidad en la MT

En la gráfica de la Fig. 4.2 se representa una media del valor del módulo de la velocidad de todos los elementos que forman la MT. En ella podemos ver tres zonas de resonancia claramente diferenciadas; una en torno a los 800-1000 Hz, debida al propio tímpano; y las otras dos, debidas a las resonancias características del conjunto CAE y Tímpano, localizadas a 4 kHz y 9 kHz.

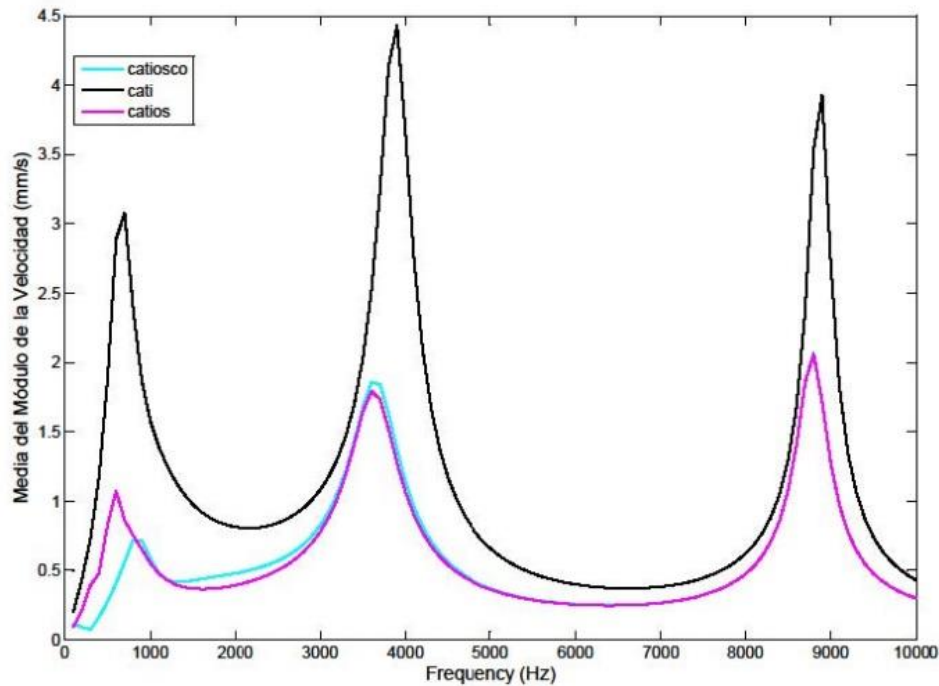


Fig.4 2 Media del módulo de la velocidad de la MT. Comparativa de los tres modelos estudiados. Leyenda: CAE y MT (cati); CAE, MT, CO y Cóclea simplificada (catios); CAE, MT, CO y Cóclea (catiosco).

4.3.2 Impedancia Característica del CAE

La impedancia característica del CAE depende de la densidad del aire ρ , de la velocidad del sonido en el aire c y del área de la sección del canal S . Como área de la sección se ha tomado la entrada del canal, pues ahí es donde se sitúa la fuente de presión.

Como resultado de los cálculos se ha obtenido un valor del área a la entrada del canal de 89.652 mm^2 . Con los valores de densidad y velocidad del sonido tomados, 1.21 kg/m^3 y 343 m/s respectivamente, la impedancia característica del CAE obtenida es $4.6294 \times 10^{-3} \text{ Pa s/mm}^3$. Este valor es utilizado para todos los modelos de estudio e independiente de la frecuencia.

4.3.3 Impedancia de la MT

La impedancia de la MT se representa en las dos gráficas de las figuras Fig.4.3 y Fig.4.4, la primera para el módulo y la segunda para la fase, ambas en un rango de frecuencias de 0.1 a 10 kHz. La Fig.4.3 muestra una comparativa del módulo de la Impedancia de la MT para los tres modelos estudiados. Se observa que la impedancia decrece con la frecuencia hasta los 800-1000 Hz, donde alcanza su mínimo, a partir del cual aumenta con la frecuencia. Este mínimo se debe a que en ese rango se encuentra la primera frecuencia de resonancia del Tímpano.

En la Fig.4.3 se puede observar como el sistema formado por CAE y MT (cati) es el que menos resistencia opone a la propagación de la onda, por lo que es donde se darán las mayores velocidades.

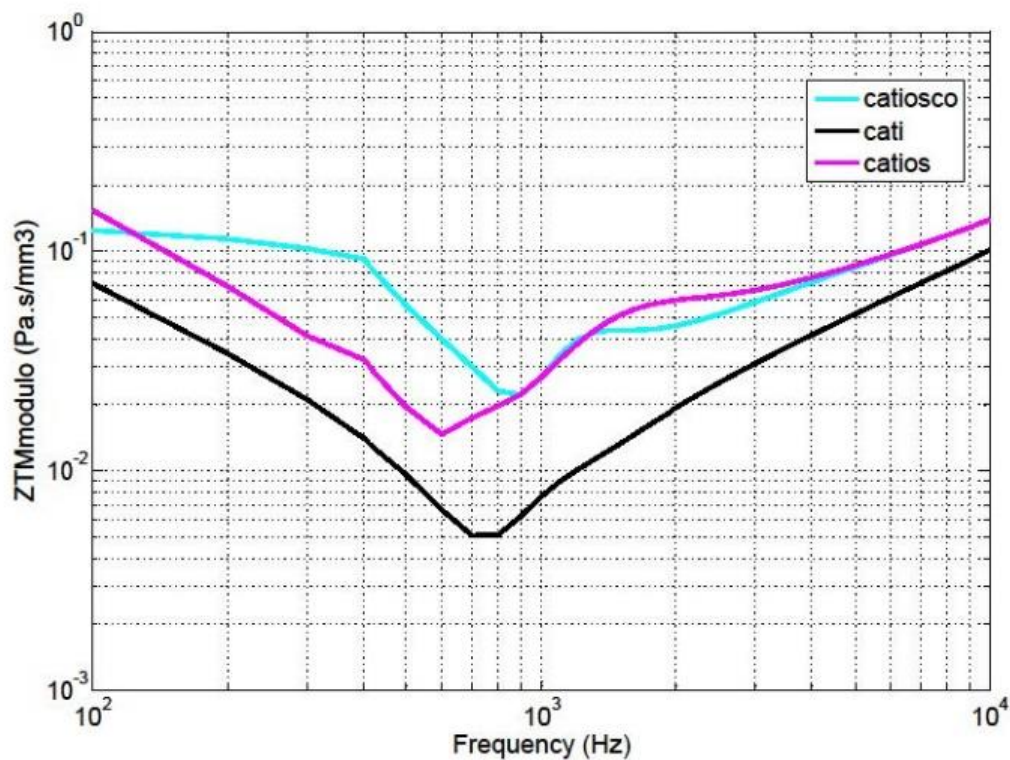


Fig.4 3 Módulo de la Impedancia de la MT. Comparativa de los tres modelos estudiados

La Fig.4.4 muestra como la fase de la impedancia comienza con un valor de -80° para una frecuencia de 100 Hz y aumenta con la frecuencia hasta que alcanza 0° para un valor de frecuencia entre 700-900 Hz. Para valores de frecuencia entre 8000-9000 Hz la fase de impedancia alcanza un máximo entre 60 y 80 grados.

Por tanto, hasta que alcanza la frecuencia de resonancia, en torno a los 900 Hz, la fase se va adelantando. Coincidiendo con la frecuencia de resonancia, la fase pasa de estar en retraso a adelante. Además, la fase tiende asintóticamente a un desfase de 180° , por lo que nos encontramos ante un sistema de segundo orden, es decir, un sistema con dos polos, con inercia, amortiguamiento y rigidez.

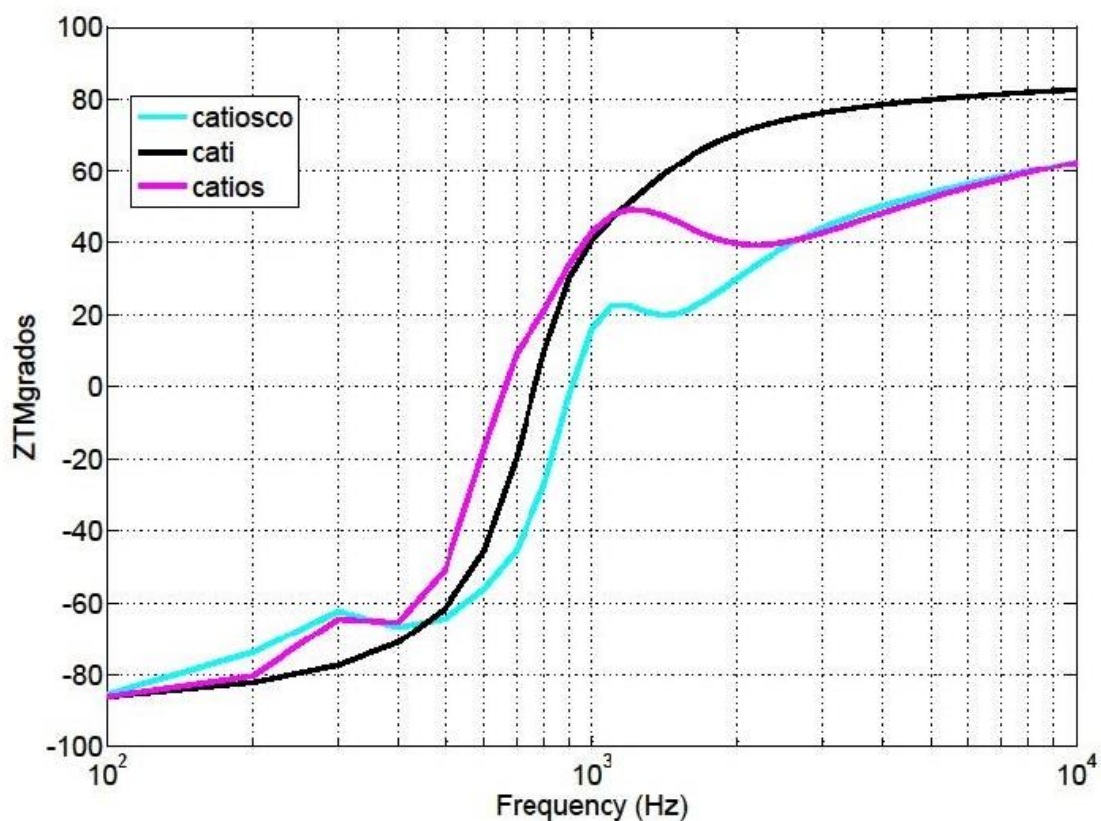


Fig.4 4 Fase de la Impedancia de la MT. Comparativa de los tres modelos estudiados.

4.3.4 Impedancia en el Canal Auditivo

En la Fig.4.5 se representa el módulo de la Impedancia del CA para cada uno de los modelos estudiados. Como se puede observar, hay una gran coincidencia entre los valores obtenidos para cada uno de ellos, sobre todo a altas frecuencias. Las curvas de EA presentan dos mínimos para valores de 3000 Hz y 9000 Hz, y un máximo en torno a los 6000 Hz. Por su parte, en la Fig.5.6 se observa que, al igual que ocurre con el módulo, las curvas de la fase de la Impedancia del CA se aproximan más entre sí a elevadas frecuencias.

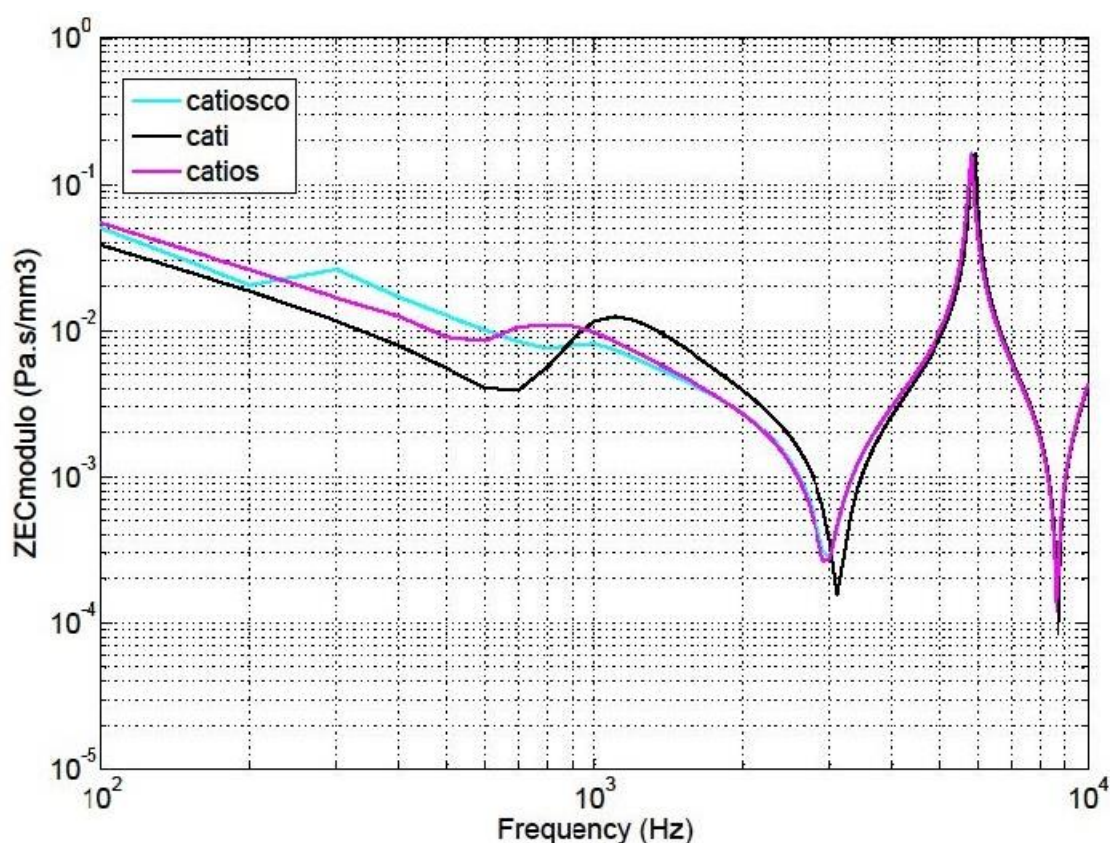


Fig.4 5 Módulo de la Impedancia del CA. Comparativa de los tres modelos estudiados.

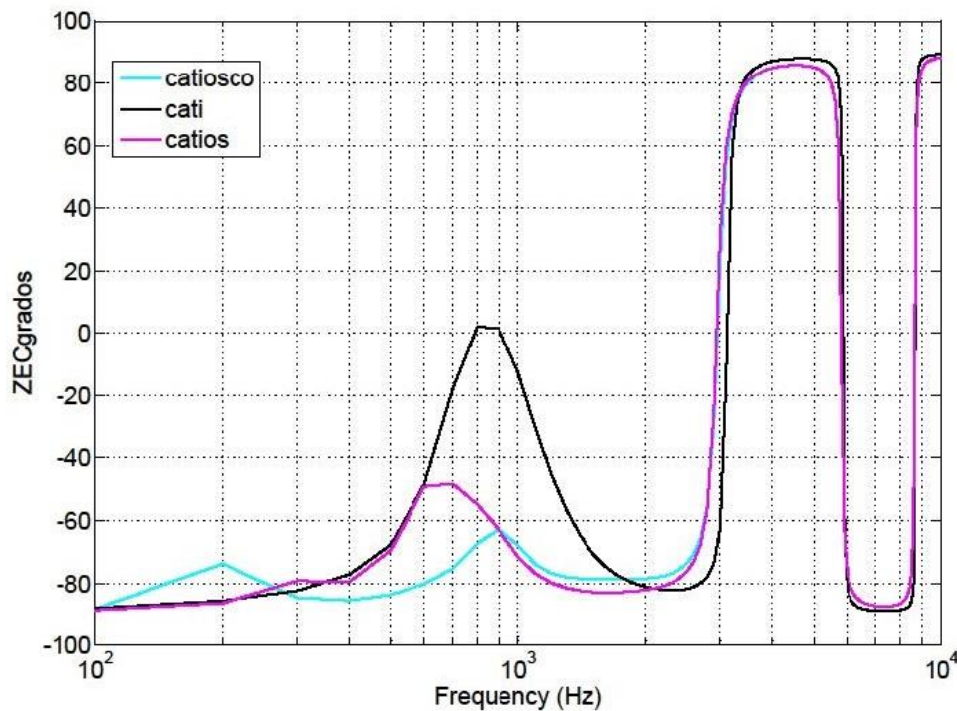


Fig.4 6 Fase de la Impedancia del CA. Comparativa de los tres modelos estudiados.

Tanto en el módulo como en la fase de la Impedancia (Fig.4.6) del Canal Auditivo se observa como la MT pierde influencia en el resultado final. En torno a los 1000 Hz, tanto en fase como en módulo, las perturbaciones en la curva son de un rango indicativamente menor que las presentes a 3000, 6000 o 9000 Hz. Estos picos son debidos a que a 3000 y 9000 Hz se encuentran la 1ª y 2ª frecuencia de resonancia del Canal Auditivo respectivamente. A 6000 Hz se encuentra la antirresonancia del canal.

4.3.5 Energía Absorbida en la MT

La curva de la Energía Absorbida presenta un máximo para un valor de frecuencia en torno a los 700-900 Hz. Este máximo está presente en los tres modelos ensayados. El valor de la EA se hace mínimo para valores bajos de frecuencia entre 100-200 Hz y altos, entre 9000-10000 Hz. En Fig.4.7 se

observa que los valores máximos de EA coinciden con el mínimo de la impedancia de la MT, visto en la Fig.4.3.

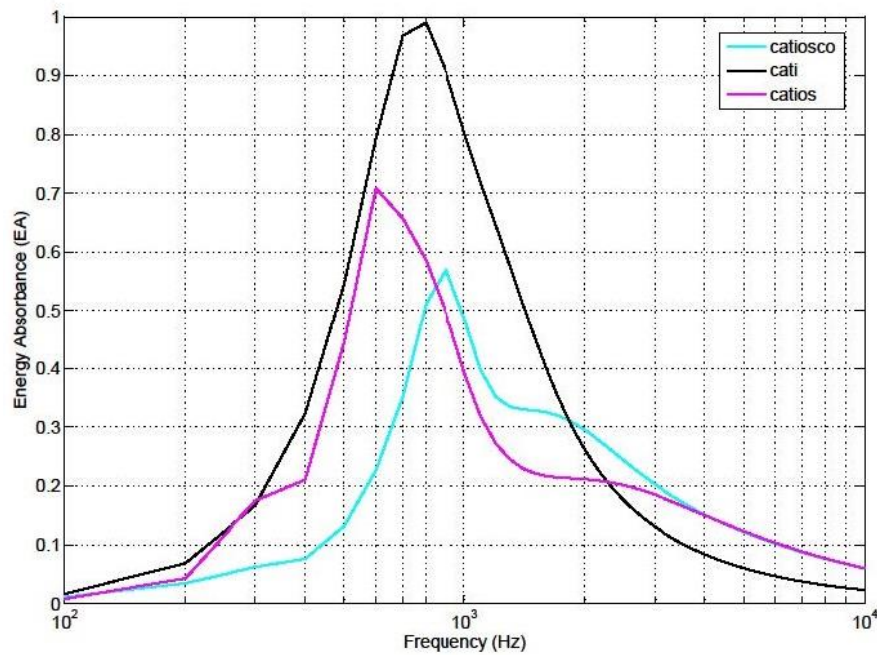


Fig.4 7 Energía absorbida en la MT. Comparativa de los modelos estudiados

4.4 Discusión

En los resultados se ha puesto de manifiesto que para el cálculo de las impedancias no es necesario disponer de un modelo de cóclea bien definido sobre todo a elevadas frecuencias. Para validar los resultados se han comparado con los datos proporcionados por las publicaciones existentes. Como podemos observar en las Fig.4.8 y Fig.4.9, los valores obtenidos con nuestro modelo de EF se corresponden en gran medida con los datos obtenidos para el modelo de (Zhang & Gan, 2013). La curva azul representa la Impedancia del CA calculado según (Zhang & Gan, 2013), pero con las condiciones de nuestro ensayo, $L=0.03\text{m}$ y la sección de nuestro CA, lo que modifica el valor de la Impedancia característica

(Zc). Se observa una gran coincidencia de los resultados con nuestro modelo completo (catiosco).

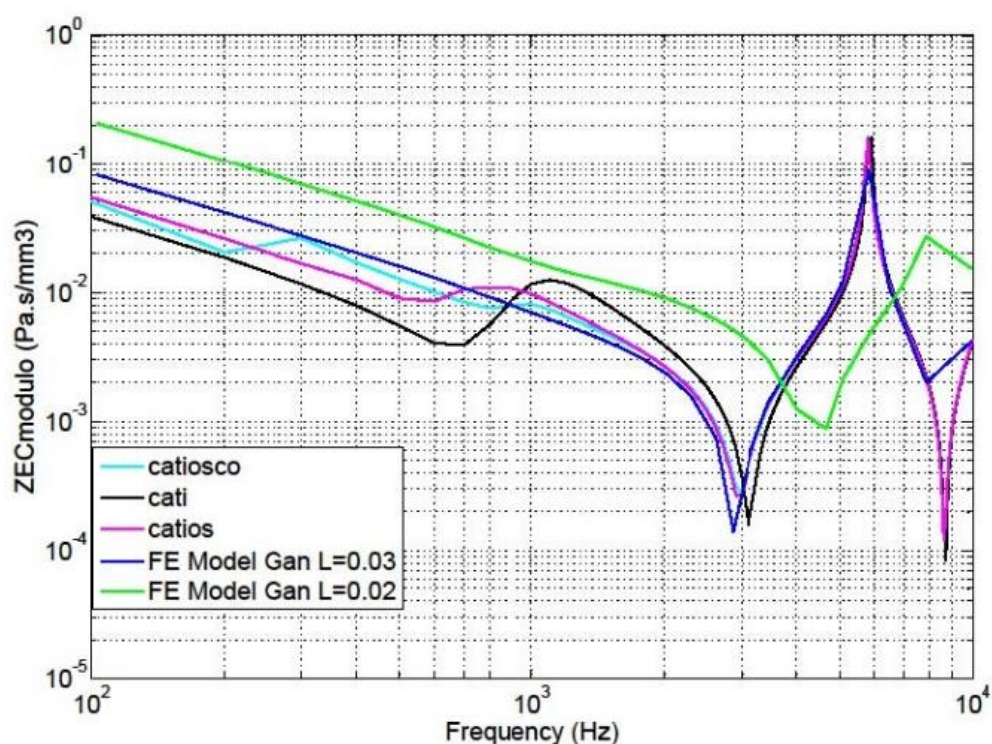


Fig.4 8 Comparación módulo de la Impedancia del CA con Zhang y Gan (2012)

Al comparar las curvas, tanto de medias experimentales como de modelos de EF, se aprecia gran similitud hasta los 1000 Hz, a partir de ese valor (resonancia del Tímpano) las curvas difieren entre sí, como se aprecia en la Fig.4.10. También se hace manifiesta cierta discordancia en el máximo de la EA. En nuestro modelo "catiosco", este valor se encuentra cercano a 0.6, sin embargo, en el modelo de (Zhang & Gan, 2013) se alcanza un valor de 0.85. En los datos experimentales, el máximo de EA se encuentra entre 0.6 y 0.7. Esto puede deberse a la localización de la fuente de presión. En comparación con las medidas experimentales la que presenta mayor similitud en cuanto a forma con nuestro modelo es la curva de (Rosowski et al., 2012), con un máximo claro en torno a los 900 Hz.

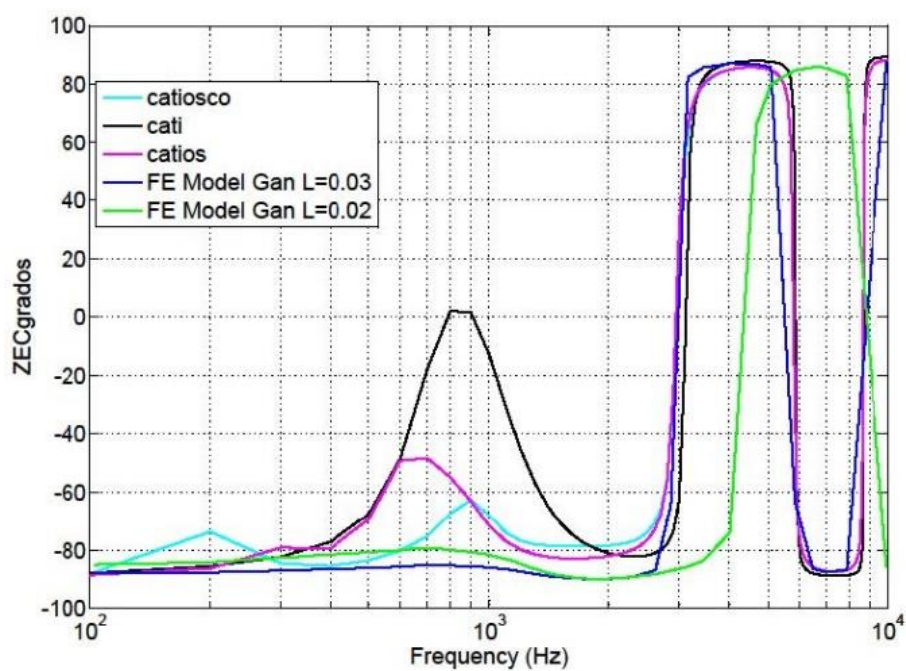


Fig.4 9 Comparación fase de la Impedancia del CA con Zhang y Gan (2012)

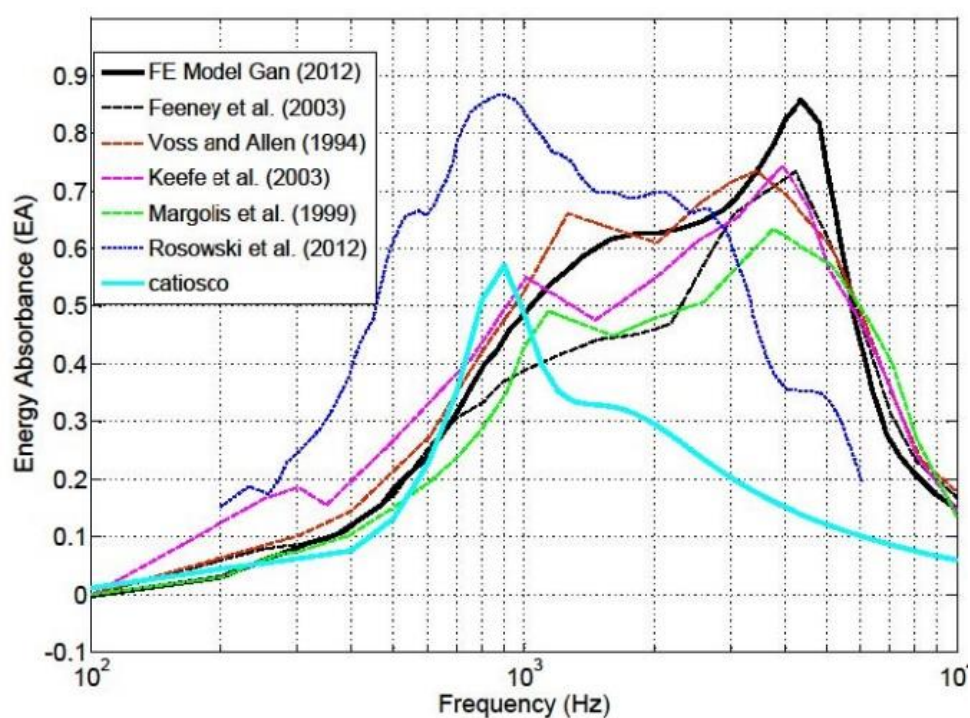


Fig.4 10 Comparación EA en el modelo “catiosco” con otras publicaciones

5 Conclusión y Trabajos futuros

5.1 Conclusión

La principal conclusión extraída de esta tesis es que se ha conseguido crear satisfactoriamente un Modelo con Elementos Finitos del Oído Interno lo más realista posible, con mediciones directas sobre tomografías, que cumple con los estándares de medida del Sistema Auditivo Humano.

Además, se han cuantificado algunas Funciones de Transferencia, el desplazamiento de la Membrana Basilar y las presiones a lo largo de la Cóclea mediante el acoplamiento de dos MEF de Oído Externo y Oído

Medio. Este acoplamiento permite ver el funcionamiento de un Modelo de Elementos Finitos del Sistema Auditivo Humano con todas sus partes.

Del estudio realizado con el MEF del Oído Interno en un rango de frecuencias de funcionamiento de 200-10000 Hz se extraen importantes conclusiones:

Tras muchos ensayos, ha quedado demostrado que la unión Estribo-Ventana Oval es una zona con la importancia suficiente para tener un análisis en particular. Se puede considerar que es uno de los elementos más influyentes sobre el Oído Interno. Si modificamos su espesor o su superficie se aprecian cuantitativas variaciones en la presión y en los desplazamientos de las membranas internas.

Se ha creado un algoritmo semiautomático para diseñar un modelo de elementos finitos 3D fiel a la espiral de la cóclea, el cual incluye tres cámaras separadas por las membranas basilar y de Reissner y está basado en la información proporcionada por imágenes 2D. Este algoritmo puede ser exportado a otros grupos de imágenes de cócleas como gatos, cobayas, chinchillas, conejos, hurones o cualquier tipo de mamíferos. Esto se debe a que todos los mamíferos tienen cócleas similares.

El desarrollo del modelo 3D de la cóclea, vestíbulo y canales semicirculares genera un modelo completo del oído interno. Ciertos aspectos del modelo podrían ampliarse modelando el ligamento espiral y estudiando su influencia en las condiciones de contorno de la membrana basilar. Otro importante aspecto es modelar la membrana tectorial y el órgano de Corti, que genera señales al cerebro.

El tamaño de malla y el número de elementos requerido de acuerdo al ancho y alto de la membrana basilar ha sido determinado en base al análisis de convergencia de malla.

Desde una perspectiva clínica, estudiar las emisiones otacústicas es uno de los primeros pasos en los programas de detección que indican deficiencias en recién nacidos, y el modelo propuesto aquí puede ser usado para mejorar la eficiencia de dichos estudios.

Se ha establecido un proceso para el cálculo numérico de las impedancias y la absorción de energía acústica en la MT. Este proceso parte del postprocesado en ANSYS, exportación de los datos y procesado en Matlab.

El resultado final es acorde a lo esperado en el caso de las Impedancias. Sin embargo, en el caso de la Energía Absorbida los resultados presentan algunas diferencias con las publicaciones existentes. Esto puede deberse a que es difícil establecer las condiciones de un “oído normal” (Rosowski et al., 2013). Por ello, se considera conveniente realizar más pruebas para adecuar los resultados.

5.2 Trabajos futuros

El desarrollo del modelo en 3D de la Cóclea, el Vestíbulo y de los Canales Semicirculares ha dado lugar a un modelo muy completo de Oído Interno. A continuación, se presentan varias líneas de continuación del presente trabajo:

- Son muchos los aspectos de modelado del Oído Interno que podrían ser ampliados aún más con:
 - ✓ El modelado del Ligamento Espiral, y estudiar así su influencia

sobre las condiciones de contorno de la Membrana Basilar.

- ✓ Otro de los aspectos más importantes sería modelar la Membrana Tectorial y el órgano de Corti, que son los encargados de generar las señales que van al cerebro, aunque esto se antoja más difícil porque aún no existen teorías lo suficientemente claras del funcionamiento de estas partes.
 - Construir un modelo real con una impresora 3D y realizar la validación experimental.
 - Mejorar la caracterización de las propiedades de los tejidos biológicos.
- Estudiar el efecto que se produce al variar la localización de la fuente de presión a lo largo del CAE.
- Comprobar el efecto producido al situar la fuente de presión fuera del CA.
- Cálculo de la Impedancia Acústica a lo largo de todo el SAH.
- Calcular la Impedancia Acústica de cada uno de los subsistemas del SAH y la influencia de los mismos en este cálculo.
- Modelar diferentes modelos, en los cuales exista la presencia de diferentes trastornos o anomalías, simulando enfermedades comunes como pueden ser la otitis media, la otoesclerosis o una desarticulación de la cadena osicular. Una vez simulados dichos modelos, realizar una comparativa entre las gráficas de Energía Absorbida. Esto puede ayudar a la detección de mencionadas anomalías de una forma rápida y no invasiva.

6 Acrónimos

CAE	Canal Auditivo Externo
CAI	Conducto Auditivo Interno
CC	Células Ciliadas
CCI	Células Ciliadas Externas
CCI	Células Ciliadas Internas
CO	Cadena Osicular
CS	Canales Semicirculares
CSE	Canal Semicircular Externo
CSM	Conductos Semicirculares Membranosos
CSP	Canal Semicircular Posterior
CSS	Canal Semicircular Superior
CT	Cavidad Timpánica
EA	Energía Absorbida
EF	Elementos Finitos
EM	Escala Media
ER	Energía Reflejada
ET	Escala Timpánica
EV	Escala Vestibular

LAE	Ligamento Anular del Estribo
MB	Membrana Basilar
MEF	Modelo de Elementos Finitos
MR	Membrana de Reissner
MT	Membrana Timpánica
SAH	Sistema Auditivo Humano
VO	Ventana Oval
VR	Ventana Redonda

7 Referencias

- Allen, J. B., Jeng, P. S., & Levitt, H. (2005). Evaluation of human middle ear function via an acoustic power assessment. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4s), 63.
<https://doi.org/10.1682/JRRD.2005.04.0064>
- Baker, G., & Barnes, N. (2004). Principal flow for tubular objects with non-circular cross-sections. *Proceedings of the 17th International Conference on Pattern Recognition, 2004. ICPR 2004.*, 750-753 Vol.3.
<https://doi.org/10.1109/ICPR.2004.1334637>
- Baker, Gavin, O'Leary, S., Barnes, N., & Kazmierczak, E. (2005). Cochlea Modelling: Clinical Challenges and Tubular Extraction BT - AI 2004: Advances in Artificial Intelligence. In G. I. Webb & X. Yu (Eds.), *Australasian Joint Conference on Artificial Intelligence* (pp. 74-85). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Bathe, K. J. (1996). *Finite element procedures. Second edition*. Retrieved from
http://web.mit.edu/kjb/www/Books/FEP_2nd_Edition_4th_Printing.pdf
- Blasco, L. C. (2016). Acústica Musical. Retrieved from
<http://cursodeacusticamusical.blogspot.com>
- Caminos, L. (2011). *Estudio de la influencia de parámetros en el modelado numérico del comportamiento del oído medio y externo humano*. Tesis Doctoral (PhD) Universidad de Málaga.
- Castro-Egler, C., & García-González, A. (2017). Semiautomatic Algorithm for 3D Modelling of Finite Elements of the Cochlea. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 7(5), 1049-1056.
<https://doi.org/10.1166/jmihi.2017.2136>
- Courant R. (1943). Variational Methods for the Solution of Problems of Equilibrium and Vibrations - R . Courant. *Bulletin of the American Mathematical Society*, 49, 1-23.
- Craggs, A. (1986). A finite element model for acoustically lined small rooms. *Journal of Sound and Vibration*.
[https://doi.org/10.1016/S0022-460X\(86\)80059-1](https://doi.org/10.1016/S0022-460X(86)80059-1)
- Diao Xianfen, Chen Siping, Liang Changhong, & Wang Yuanmei. (2005). 3D Semi-automatic Segmentation of the Cochlea and Inner Ear.

2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 6285–6288. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1615934>

- Díaz Caparrós, F., & Balanza Galindo, S. (1999). Timpanometría y Audiometría. Retrieved from IV Congreso Nacional de Medicina del Mar, Gijón website: <http://www.semm.org/audtimp.html#audiom>
- Ellison, J. C., Gorga, M., Cohn, E., Fitzpatrick, D., Sanford, C. A., & Keefe, D. H. (2012). Wideband acoustic transfer functions predict middle-ear effusion. *The Laryngoscope*, 122(4), 887–894. <https://doi.org/10.1002/lary.23182>
- Feeney, M. P., Grant, I. L., & Marryott, L. P. (2003). Wideband Energy Reflectance Measurements in Adults With Middle-Ear Disorders. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 46(4), 901–911. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2003/070\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2003/070))
- Gan, R., Wood, M., & Dormer, K. (2004). Human middle ear transfer function measured by double laser interferometry system. *Otology & Neurotology*, 4, 423–435.
- Gan, R. Z., Cheng, T., Dai, C., Yang, F., & Wood, M. W. (2009). Finite element modeling of sound transmission with perforations of tympanic membrane. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 126(1), 243–253. <https://doi.org/10.1121/1.3129129>
- Gan, R. Z., Feng, B., & Sun, Q. (2004). Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(6), 847–859. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15255215>
- Gan, R. Z., Reeves, B. P., & Wang, X. (2007). Modeling of Sound Transmission from Ear Canal to Cochlea. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(12), 2180–2195. <https://doi.org/10.1007/s10439-007-9366-y>
- Gan, R. Z., Sun, Q., Dyer, R. K., Chang, K. H., & Dormer, K. J. (2002). Three-dimensional modeling of middle ear biomechanics and its applications. *Otology and Neurotology*, 23(3), 271–280. <https://doi.org/10.1097/00129492-200205000-00008>
- Gan, R. Z., Sun, Q., Feng, B., & Wood, M. W. (2006). Acoustic-structural coupled finite element analysis for sound transmission in human ear-Pressure distributions. *Medical Engineering and Physics*, 28(5), 395–404. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.07.018>
- Gan, R. Z., Zhang, X., Guan, X., Shera, C. A., & Olson, E. S. (2011). Modeling Analysis of Biomechanical Changes of Middle Ear and Cochlea in Otitis Media. *AIP Conference Proceedings*, 1403, 539–544.

<https://doi.org/10.1063/1.3658144>

- García-González, A. (2013). *Análisis Numérico de la Influencia de la Cavidad Timpánica en el Sistema Auditivo Humano*. Tesis Doctoral (PhD), Universidad de Málaga.
- Garcia-Gonzalez, A., Castro-Egler, C., & Gonzalez-Herrera, A. (2016). Analysis of the mechano-acoustic influence of the tympanic cavity in the auditory system. *BioMedical Engineering OnLine*, 15(1), 33. <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0149-2>
- Garcia-Gonzalez, Antonio, & Gonzalez-Herrera, A. (2013). Effect of the middle ear cavity on the response of the human auditory system. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 133(5), 3544–3544. <https://doi.org/10.1121/1.4806416>
- Ghiz, A. F., Salt, A. N., DeMott, J. E., Henson, M. M., Henson, O. W., & Gewalt, S. L. (2001). Quantitative anatomy of the round window and cochlear aqueduct in guinea pigs. *Hearing Research*, 162(1–2), 105–112. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11707357>
- Gil-Loyzaga, P., & Poch-Broto, J. (2011). Fisiología del sistema auditivo periférico. In *Tratado de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello*.
- Givelberg, E., & Bunn, J. (2003). A comprehensive three-dimensional model of the cochlea. *Journal of Computational Physics*, 191(2), 377–391. [https://doi.org/10.1016/S0021-9991\(03\)00319-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9991(03)00319-X)
- Gonzalez-Herrera, A., & Olson, E. S. (2015). A study of sound transmission in an abstract middle ear using physical and finite element models. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 138(5), 2972–2985. <https://doi.org/10.1121/1.4934515>
- Gulya, A., Gulya, & Schuknecht's. (2007). *Anatomy of the Temporal Bone with Surgical Implications* (3th ed.). Informa Health Care.
- Hofman, R., Segenhout, J. M., & Wit, H. P. (2009). Three-dimensional reconstruction of the pigeon inner ear. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 19(1–2), 21–26. <https://doi.org/10.3233/VES-2009-0346>
- Homma, K., Du, Y., Shimizu, Y., & Puria, S. (2009). Ossicular resonance modes of the human middle ear for bone and air conduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(2), 968–979. <https://doi.org/10.1121/1.3056564>
- Homma, K., Shimizu, Y., Kim, N., Du, Y., & Puria, S. (2010). Effects of ear-

canal pressurization on middle-ear bone- and air-conduction responses. *Hearing Research*, 263(1–2), 204–215.
<https://doi.org/10.1016/j.heares.2009.11.013>

Hrennikoff, & A. (1941). Solution of Problems of Elasticity by the Framework Method. *J. Appl. Mech.*

Hunter, L. L., Bagger-Sjöbäck, D., & Lundberg, M. (2008). Wideband reflectance associated with otitis media in infants and children with cleft palate. *International Journal of Audiology*, 47(sup1), S57–S61.
<https://doi.org/10.1080/14992020802294057>

Ibraheem, W. (2014). Clinical diagnosis of middle ear disorders using wideband energy reflectance in adults. *Advanced Arab Academy of Audio-Vestibology Journal*, 1(2), 87. <https://doi.org/10.4103/2314-8667.149017>

Keefe, D. H., Bulen, J. C., Arehart, K. H., & Burns, E. M. (1993). Ear-canal impedance and reflection coefficient in human infants and adults. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 94(5), 2617–2638.
<https://doi.org/10.1121/1.407347>

Kelly, D. J., Prendergast, P. J., & Blayney, A. W. (2003). The effect of prosthesis design on vibration of the reconstructed ossicular chain: a comparative finite element analysis of four prostheses. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 24(1), 11–19. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12544021>

Kikidis, D., & Bibas, A. (2014). A Clinically Oriented Introduction and Review on Finite Element Models of the Human Cochlea. *BioMed Research International*, 2014, 1–8.
<https://doi.org/10.1155/2014/975070>

Kim, N., Homma, K., Puria, S., Steele, C. R., Shera, C. A., & Olson, E. S. (2011). Bone Conduction Hearing: Three-Dimensional Finite Element Model of the Human Middle and Inner Ear. *AIP Conference Proceedings* 1403, 340–345. <https://doi.org/10.1063/1.3658108>

Kim, N., Steele, C. R., & Puria, S. (2013). Superior-semicircular-canal dehiscence: Effects of location, shape, and size on sound conduction. *Hearing Research*.
<https://doi.org/10.1016/j.heares.2013.03.008>

Kinsler, L. E., Frey, A. R., Coppens, A. B., & Sanders, J. V. (1982). Fundamentals of Acoustics. In *John Willey and Sons*. 3rd Edition (Vol. 480).

- Koike, T., Wada, H., & Kobayashi, T. (2002). Modeling of the human middle ear using the finite-element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 111(3), 1306–1317. <https://doi.org/10.1121/1.1451073>
- Lane, J. I., Witte, R. J., Driscoll, C. L. W., Camp, J. J., & Robb, R. A. (2004). Imaging microscopy of the middle and inner ear: Part I: CT microscopy. *Clinical Anatomy*, 17(8), 607–612. <https://doi.org/10.1002/ca.20059>
- Lane, J. I., Witte, R. J., Henson, O. W., Driscoll, C. L. W., Camp, J., & Robb, R. A. (2005). Imaging microscopy of the middle and inner ear: Part II: MR microscopy. *Clinical Anatomy*, 18(6), 409–415. <https://doi.org/10.1002/ca.20152>
- Lee, C.-F., Li, G.-J., Wan, S.-Y., Lee, W.-J., Tzen, K.-Y., Chen, C.-H., ... Liu, T.-C. (2010). Registration of Micro-Computed Tomography and Histological Images of the Guinea Pig Cochlea to Construct an Ear Model Using an Iterative Closest Point Algorithm. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(5), 1719–1727. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-9961-1>
- Lesser, T. H. J., Williams, K. R., & Lesser, T. (1988). The tympanic membrane in cross section: A finite element analysis. *The Journal of Laryngology & Otology*. <https://doi.org/10.1017/S0022215100104542>
- Li, S.-F., Zhang, T.-Y., & Wang, Z.-M. (2006). An Approach for Precise Three-Dimensional Modeling of the Human Inner Ear. *ORL*, 68(5), 302–310. <https://doi.org/10.1159/000094378>
- Lim, K.-M., & Steele, C. R. (2002). A three-dimensional nonlinear active cochlear model analyzed by the WKB-numeric method. *Hearing Research*, 170(1–2), 190–205. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12208552>
- Liu, B., Gao, X. L., Yin, H. X., Luo, S. Q., & Lu, J. (2007). A detailed 3D model of the guinea pig cochlea. *Brain Structure and Function*, 212(2), 223–230. <https://doi.org/10.1007/s00429-007-0146-0>
- Mangado, N., Ceresa, M., Duchateau, N., Kjer, H. M., Vera, S., Dejea Velardo, H., ... González Ballester, M. Á. (2016). Automatic Model Generation Framework for Computational Simulation of Cochlear Implantation. *Annals of Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1541-y>
- Margolis, R. H., Saly, G. L., & Keefe, D. H. (1999). Wideband reflectance tympanometry in normal adults. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 106(1), 265–280. <https://doi.org/10.1121/1.427055>

- Meshik, X., Holden, T. A., Chole, R. A., & Hullar, T. E. (2010). Optimal Cochlear Implant Insertion Vectors. *Otology & Neurotology*, 31(1), 58–63. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3181b76bb8>
- National Human Genome Research Institute. (n.d.). Anatomy of the Ear.
- Noble, J. H., Labadie, R. F., Majdani, O., & Dawant, B. M. (2011). Automatic Segmentation of Intracochlear Anatomy in Conventional CT. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(9), 2625–2632. <https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2160262>
- NTP 285: Audiometría tonal liminar: vía ósea y enmascaramiento. (n.d.).
- Okuno, H., & Sando, I. (1988). Anatomy of the round window. A histopathological study with a graphic reconstruction method. *Acta Oto-Laryngologica*, 106(1–2), 55–63. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3421099>
- Poznyakovskiy, A. A., Zahnert, T., Kalaidzidis, Y., Lazurashvili, N., Schmidt, R., Hardtke, H.-J., ... Yarin, Y. M. (2011). A segmentation method to obtain a complete geometry model of the hearing organ. *Hearing Research*, 282(1–2), 25–34. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2011.06.009>
- Poznyakovskiy, A. A., Zahnert, T., Kalaidzidis, Y., Schmidt, R., Fischer, B., Baumgart, J., & Yarin, Y. M. (2008). The creation of geometric three-dimensional models of the inner ear based on micro computer tomography data. *Hearing Research*, 243(1–2), 95–104. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2008.06.008>
- Prendergast, P. J., Ferris, P., Rice, H. J., & Blayney, A. W. (1999). Vibro-acoustic modelling of the outer and middle ear using the finite-element method. *Audiology and Neuro-Otology*, 4(3–4), 185–191. <https://doi.org/10.1159/000013839>
- Rau, C., Hwang, M., Lee, W.-K., & Richter, C.-P. (2012). Quantitative X-ray Tomography of the Mouse Cochlea. *PLoS ONE*, 7(4), e33568. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0033568>
- Rosowski, J. J., Dobrev, I., Khaleghi, M., Lu, W., Cheng, J. T., Harrington, E., & Furlong, C. (2013). Measurements of three-dimensional shape and sound-induced motion of the chinchilla tympanic membrane. *Hearing Research*. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2012.11.022>
- Rosowski, J. J., Nakajima, H. H., Hamade, M. A., Mahfoud, L., Merchant, G. R., Halpin, C. F., & Merchant, S. N. (2012). Ear-Canal Reflectance, Umbo Velocity, and Tympanometry in Normal-Hearing Adults. *Ear and Hearing*, 33(1), 19–34. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31822ccb76>

- Santos, C. F., Belinha, J., Gentil, F., Parente, M., & Jorge, R. N. (2017). An alternative 3D numerical method to study the biomechanical behaviour of the human inner ear semicircular canal. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 19(1), 3–15. <https://doi.org/10.5277/ABB-00444-2015-02>
- Shahnaz, N., & Shaw, J. (2010). Comparison of wideband energy reflectance obtained with Reflwin Interacoustics & Mimosa Acoustics. *Journal of American Auditory Society*.
- Shahnaz, Navid, & Bork, K. (2006). Wideband Reflectance Norms for Caucasian and Chinese Young Adults. *Ear and Hearing*, 27(6), 774–788. <https://doi.org/10.1097/01.aud.0000240568.00816.4a>
- Shen, S., Liu, Y., Sun, X., Zhao, W., Su, Y., Yu, S., & Liu, W. (2013). A Biomechanical Model of the Inner Ear: Numerical Simulation of the Caloric Test. *The Scientific World Journal*, 2013, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2013/160205>
- Stinson, M. R., Shaw, E. A. G., & Lawton, B. W. (1982). Estimation of acoustical energy reflectance at the eardrum from measurements of pressure distribution in the human ear canal. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 72(3), 766–773. <https://doi.org/10.1121/1.388257>
- Strang, G., & Fix, G. (1973). *An Analysis on The Finite Element Method*.
- Uzun, H., Curthoys, I. S., & Jones, A. S. (2007). A new approach to visualizing the membranous structures of the inner ear – high resolution X-ray micro-tomography. *Acta Oto-Laryngologica*, 127(6), 568–573. <https://doi.org/10.1080/00016480600951509>
- Vogel, U. (1999). New Approach for 3D Imaging and Geometry Modeling of the Human Inner Ear. *ORL*, 61(5), 259–267. <https://doi.org/10.1159/000027683>
- Voie, A. H., & Spelman, F. A. (1995). Three-dimensional reconstruction of the cochlea from two-dimensional images of optical sections. *Computerized Medical Imaging and Graphics: The Official Journal of the Computerized Medical Imaging Society*, 19(5), 377–384. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8734775>
- Wada, H, Sugawara, M., Kobayashi, T., Hozawa, K., & Takasaka, T. (1998). Measurement of guinea pig basilar membrane using computer-aided three-dimensional reconstruction system. *Hearing Research*, 120(1–2), 1–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9667425>

- Wada, Hiroshi, Metoki, T., & Kobayashi, T. (1992). Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 92(6), 3157–3168. <https://doi.org/10.1121/1.404211>
- Wang, H., Northrop, C., Burgess, B., Liberman, M. C., & Merchant, S. N. (2006). Three-Dimensional Virtual Model of the Human Temporal Bone. *Otology & Neurotology*, 27(4), 452–457. <https://doi.org/10.1097/01.mao.0000188353.97795.c5>
- Wang, X., Keefe, D. H., & Gan, R. Z. (2016). Predictions of middle-ear and passive cochlear mechanics using a finite element model of the pediatric ear. *Citation: The Journal of the Acoustical Society of America*, 139, 1735. <https://doi.org/10.1121/1.4944949>
- Wang, X., Wang, L., Zhou, J., & Hu, Y. (2014). Finite element modelling of human auditory periphery including a feed-forward amplification of the cochlea. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(10), 1096–1107. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.737458>
- WEI, X.-F., ZHANG, X.-Y., YUAN, W., & LI, Y.-S. (2015). Accuracy of computer-aided geometric three-dimensional reconstruction of the human petrous bone based on serial unstained celloidin sections. *Experimental and Therapeutic Medicine*, 9(4), 1113–1118. <https://doi.org/10.3892/etm.2015.2226>
- Williams, K. R., & Lesser, T. H. (1990). A finite element analysis of the natural frequencies of vibration of the human tympanic membrane. Part I. *British Journal of Audiology*, 24(5), 319–327. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2265302>
- Yao, W., Ma, J., & Huang, X. (2013). Numerical simulation of the human ear and the dynamic analysis of the middle ear sound transmission. *Journal of Instrumentation*, 8(06), C06009–C06009. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/8/06/C06009>
- Yoo, S. K., Ge Wang, Rubinstein, J. T., Skinner, M. W., & Vannier, M. W. (2000). Three-dimensional modeling and visualization of the cochlea on the Internet. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 4(2), 144–151. <https://doi.org/10.1109/4233.845207>
- Yoo, S. K., Ge Wang, Rubinstein, J. T., & Vannier, M. W. (2000). Three-dimensional geometric modeling of the cochlea using helico-spiral approximation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(10), 1392–1402. <https://doi.org/10.1109/10.871413>
- Zhang, X., & Gan, R. Z. (2013). Finite element modeling of energy

absorbance in normal and disordered human ears. *Hearing Research*, 301, 146–155. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2012.12.005>

Zienkiewicz, O. ., & Newton, R. . (1969). *Coupled vibration of structure submerged in a compressible fluid*.

Zienkiewicz, O. C., & Cheung, Y. K. (1967). *The finite element method in structural and continuum mechanics : numerical solution of problems in structural and continuum mechanics*. London ; New York : McGraw-Hill.